

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE PROTESIS BUCOFACIAL

TESIS DOCTORAL:

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS DIFERENTES
PROPIEDADES FISICAS DE LOS POLIMEROS
ACRILICOS UTILIZADOS COMO BASES PROTETICAS.**

**POR EL LICENCIADO EN MEDICINA Y CIRUGIA Y
ODONTOLOGIA**

LUIS JAVIER GIL VILLAGRA.

DIRECCION:

PROF. DR. JOSE M. MARTINEZ RAMOS.
PROF. DR. TERESA SANCHEZ SANCHEZ.

MADRID. 1998.

A mi padre, a quien le hubiera gustado ver esto.

A mi madre, por haberme permitido llegar hasta aquí.

A mi mujer, por haber soportado muchas horas en soledad.

El doctorando queda muy reconocido y desea dejar constancia de su gratitud:

- Al prof. Dr. Fernando del Río de las Heras, por introducirme en el tema de esta tesis.
- A D. Guillermo Caruana y D. Marcelo Torralba, por su inestimable colaboración en el planteamiento y desarrollo de esta tesis.
- A D. Lorenzo del Río Highsmith, por su enorme ayuda en la confección de las placas-probeta.
- Al Prof. D. Agustín Blanco, por sus consejos y ayuda en la confección de las probetas.
- A la empresa Diseño y superación, S.L. y en concreto a D. Jose M^a Martín por su amigable ayuda en el corte de las probetas.
- Al centro de proceso de datos de esta Universidad, y en concreto a D. Ricardo García Mata, por su colaboración en el análisis y tratamiento estadístico.

INDICE.

1.- INTRODUCCION.....	9
2.- JUSTIFICACION.....	16
3.- INTRODUCCION HISTORICA.....	19
4.- ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA.....	33
4.1.- QUIMICA GENERAL DE LOS POLIMEROS.....	34
4.1.1.- CONCEPTO DE MACROMOLECULA.....	34
4.1.2.- CLASIFICACION DE LAS MACROMOLECULAS.....	36
4.2.- QUIMICA GENERAL DE LOS PLASTICOS.....	43
4.2.1.- CONCEPTO Y ESTRUCTURA DE LOS PLASTICOS.....	43
4.2.2.- MECANISMOS DE POLIMERIZACION.....	49
4.2.3.- PERIODOS DE POLIMERIZACION.....	52
4.2.4.- INHIBICION DE LA POLIMERIZACION....	55
4.2.5.- COPOLIMERIZACION.....	56
4.3.- CLASIFICACION DE LOS PLASTICOS DENTALES.....	60

4.4.- REQUISITOS QUE DEBEN CUMPLIR LOS PLASTICOS DENTALES.....	62
4.5.- ADITIVOS UTILIZADOS PARA LA CONFECCION DE PLASTICOS IDEALES EN LA CONFECCION DE BASES PROTETICAS.....	65
4.6.- PROPIEDADES DE LOS PLASTICOS UTILIZADOS COMO BASES PROTETICAS.....	72
a) PROPIEDADES FISICAS MECANICAS.....	72
a.1.- RESISTENCIA Y ELASTICIDAD.....	74
a.2.- DUREZA Y RESISTENCIA AL IMPACTO..	99
a.3.- ESCURRIMIENTO.....	103
b) PROPIEDADES FISICAS NO MECANICAS.....	104
b.1.- PROPIEDADES TERMICAS.....	104
b.2.- PROPIEDADES DE SUPERFICIE: POROSIDAD.....	110
b.3.- PROPIEDADES OPTICAS.....	114
b.4.- RADIOPACIDAD.....	118
c) PROPIEDADES QUIMICAS.....	119
c.1.- CONTRACCION DE POLIMERIZACION..	119
c.2.- SORCION ACUOSA.....	124
c.3.- SOLUBILIDAD.....	127

4.7.- PLASTICOS MAS UTILIZADOS COMO BASES PROTETICAS.....	130
1.- POLIMEROS ACRILICOS.....	130
2.- POLIMEROS VINILICOS.....	150
3.- POLIMEROS ESTIRENICOS.....	153
4.- RESINAS EPOXY.....	156
 4.8.- TECNICAS GENERALES DE PROCESADO DE LOS POLIMEROS PARA BASES PROTETICAS.....	159
 5.- HIPOTESIS DE TRABAJO.....	190
 6.- OBJETIVOS DEL TRABAJO.....	192
 7.- MATERIAL Y METODO.....	195
 7.1.- MATERIAL.....	199
1.- MOLDE DEL ESPECIMEN DE ENSAYO.....	199
2.- MUFLA.....	203
3.- POLIMEROS PARA BASES PROTETICAS....	204
4.- EQUIPO PARA EL PROCESAMIENTO DE LAS RESINAS TIPO 1,CLASE 1 Y TIPO 2, CLASE 1.....	213
5.- APARATO FOTOPOLIMERIZADOR.....	215
6.- SISTEMA MICROBASE.....	215
7.- CEPILLO ELECTRICO.....	217
8.- PIE DE REY DE PRECISION.....	217
9.- LIJADORA DE ACABADO.....	218

10.- PAPELES DE LIJA.....	219
11.- PAPEL ABRASIVO METALOGRAFICO NORMALIZADO.....	219
12.- LASER DE CORTE DE PROBETAS.....	220
13.- MAQUINA DE ENSAYOS INSTRON.....	221
14.- CABALLETE PARA PRUEBAS.....	224
15.- BAÑO MARIA.....	225
16.- MAQUINA DE ENSAYOS DE DUREZA ROCWELL B.....	225
 7.2.- METODO.....	226
 7.2.1.- TIPO DE DISEÑO DEL ESTUDIO.....	226
 7.2.2.- VARIABLES INDEPENDIENTES Y DEPENDIENTES.....	229
 7.2.3.- PREPARACION DE LA PLACA DE LA PROBETA DE ENSAYO.....	233
1.- PREPARACION DEL MOLDE.....	233
2.- PROCEDIMIENTO.....	240
2.1.-MATERIALES Y TECNICAS A ESTUDIAR..	240
2.2.-VARIABLES A ANALIZAR.....	256
2.3.-OBTENCION DE LAS PLACAS PROBETA..	256
 7.2.4.- PREPARACION DE LAS TIRAS DE LA PROBETA DE ENSAYO (PROBETAS PROPIAMENTE DICHOS).....	265

7.2.5.- PROPIEDADES FISICAS MECANICAS A ANALIZAR EN NUESTRO ESTUDIO.....	267
8.- RESULTADOS.....	280
9.- ANALISIS ESTADISTICO.....	308
10.- DISCUSION.....	361
11.- CONCLUSIONES.....	397
12.- BIBLIOGRAFIA.....	400
13.- APENDICE: NORMAS I.S.O.....	416

1.- INTRODUCCION.

En la práctica de la odontoestomatología, nos encontramos habitualmente con el hecho de que; ó bien el nivel científico alcanzado hasta ahora no es suficiente como para poder evitar la pérdida de estructuras dentarias y óseas; ó bien el paciente llega ya hasta nosotros con ausencias dentarias (en España, el 60 % de los pacientes no va a la consulta del odontoestomatólogo hasta que la situación es irreversible). Estas situaciones en las que la odontología preventiva, conservadora ó los tratamientos periodontales no se muestran eficaces, conlleva la necesidad de aplicar los tratamientos de reposición protésicos. La prótesis estomatológica, se introduce entonces con el fin de reponer las estructuras perdidas, rehabilitando de esta manera todas las formas y funciones inherentes.

Desde el primer momento que nos enfrentamos a estos casos, nos damos cuenta que, tal y como se ha estudiado desde los albores de esta ciencia, podemos enfocar la situación desde dos perspectivas muy diferenciadas:

La realización de prótesis fijas, en las que la reposición de las estructuras perdidas la conseguimos a través de prótesis que quedan retenidas en la boca del paciente de una forma que no se las puede retirar él; ó bien, la realización de prótesis removibles, prótesis que sí pueden ser retiradas del medio bucal por el propio paciente.

La realización de este segundo tipo de prótesis nos viene impuesta, desde el punto de vista de indicaciones médicas, fundamentalmente en las situaciones en las que

nos encontramos con una gran pérdida de estructuras dentarias y óseas; dientes remanentes con un elevado compromiso funcional ó; pacientes con un mal estado general ó de elevada edad; todas ellas, contraindicaciones parciales ó absolutas de la realización de prótesis fijas. Además, debemos añadir la realidad de un gran porcentaje de pacientes en los que las condiciones de higiene son defectuosas ó precarias.

Los estudios epidemiológicos realizados recientemente por diferentes autores en sociedades desarrolladas del mundo occidental semejantes a la nuestra indican que los pacientes susceptibles de llevar prótesis completas ó parciales removibles en el futuro inmediato (año 2000) no solamente no van a disminuir respecto al número de pacientes que existen actualmente, sino que aumentarán de una forma considerable. Así, ya en 1977 (1) se realizó en Estados Unidos un estudio prospectivo de los pacientes que estarían en una situación de edentulismo total en el año 2000, llegándose a la conclusión de que en dicha fecha se encontraría un 10,8 % de la población. A esta cantidad, habría que sumar el porcentaje de población con edentulismo parcial susceptible de un tratamiento con prótesis parciales removibles.

Esto se deberá, fundamentalmente al envejecimiento de la población y la consiguiente pérdida de estructuras dentarias que conlleva, aún a pesar de la mejora en las medidas preventivas.

Por tanto, es previsible que las prótesis removibles, tanto completas como parciales, bien sean convencionales ó bien sean sobredentaduras implantoretenidas, sigan siendo demandadas por la sociedad en los próximos años de una manera importante.

Dentro de las prótesis removibles, adquiere capital importancia las bases de las mismas, esto es, las superficies en contacto con la mucosa bucal en las sillas y conectores mayores. Del material, diseño y confección con que se realicen estas bases protéticas, van a depender propiedades de las prótesis tan importantes como la retención, estabilidad, resistencia a la fractura, unión de los dientes artificiales, retención de placa bacteriana, tinción, alergia de las mucosas a las mismas, etc.

Como es por todos sabido, el éxito de un tratamiento médico especializado, depende de múltiples factores, unos dependientes del paciente y otros dependientes del profesional. De estos últimos, a todos se nos ocurre destacar, la formación científica de éste, la destreza manual en el empleo de las diferentes técnicas y, especialmente en el campo de la prótesis, el uso de unos materiales y una tecnología adecuada. Este trabajo, intenta obtener conclusiones acerca de cuáles son los materiales y técnicas de manipulación de los mismos más apropiadas para la confección de bases protéticas, y de esta forma, poder engrosar el saber doctrinal del

profesional de cara a tener criterios suficientes con los que poder dar al paciente el tratamiento más adecuado a su caso.

Como se verá posteriormente a través de la introducción histórica y el estado actual del problema, los plásticos constituyen un material de referencia en la confección de estas bases, y dentro de los mismos, especialmente las resinas de tipo acrílico se convierten en el mejor material actual que se puede emplear en la fabricación de las mismas.

Mucho se ha avanzado en estos últimos años respecto al manejo y utilización de estos plásticos, gracias a los ambiciosos planes de investigación de las casas manufactureras. Así, en el mercado actual podemos disponer de un elevado número de marcas, con diferente composición y técnica de utilización para su uso en la confección de las bases protéticas.

Actualmente vivimos una época en la que existe una clara tendencia a normalizar todos los procedimientos y productos en el mercado, de cara a poder establecer unas referencias de calidad y de comportamientos. Nos estamos refiriendo, como es natural, a las populosas normas ISO, que ya nos encontramos comúnmente en la mayoría de los productos que compramos, desde un frigorífico, hasta cualquier maquinaria de precisión para la industria.

La normativa ISO, es una normativa internacional, aceptada y en vigor en la mayoría de los países del

mundo, que proporciona unos cánones sobre cómo realizar un determinado producto y cómo hacer ensayos sobre el mismo. Así, no nos proporcionan solamente unos dinteles mínimos que deben cumplir, sino también como realizar los test sobre un producto nuevo, cuando queremos averiguar si dicho producto posee los niveles de calidad requeridos.

La odontología como ciencia no ha quedado ajena a esta corriente y en especial, los materiales dentales han sido sometidos a test estandarizados con el fin de ver sus comportamientos previsibles en el medio bucal. Sin embargo, aunque en el resto de los campos científicos, estas normativas se han convertido en referencia obligada, en nuestro campo, los estudios de materiales y, en concreto, los de bases protéticas, se han efectuado hasta la fecha en su inmensa mayoría sin contar con la normativa internacional para los ensayos.

Por ello, nos parece importante realizar un estudio comparativo de diferentes materiales y técnicas de manipulación en la confección de bases protéticas, utilizando la metodología de la normativa ISO. Además, creemos interesante saber cuál sería el tipo de resina y el método de manipulación más apropiado debido a que, aunque la inmensa mayoría de las marcas ofertadas en el mercado dicen cumplir con las normativas internacionales existentes en el mundo (fundamentalmente ISO y ADA para el mercado americano), dichas normativas solamente exigen un

mínimo de calidad respecto a las propiedades físicas esenciales que deben poseer, no implicando ello de ninguna forma:

- 1.- El que no existan grandes diferencias entre unos materiales y otros (el mínimo de calidad frente a la máxima calidad);
- 2.- El que aún cumpliendo la normativa, el material no sea apto para determinadas indicaciones ó;
- 3.- El que un mismo material, manejado con diferentes técnicas de laboratorio no mejore sus propiedades de manera sustancial.

2.- JUSTIFICACION.

Podemos considerar, a la vista de lo expuesto anteriormente, que la importancia de este trabajo se justifica en los hechos siguientes:

- Las previsiones para el futuro próximo es que aumente el número de pacientes susceptible de ser tratado con prótesis removible.
- Dentro de toda prótesis removible, es un punto de capital importancia la base protética de la misma.
- La inmensa mayoría de las bases protéticas se construyen en nuestros días con polímeros de alto peso molecular del grupo de los denominados plásticos.
- Las propiedades físicas mecánicas de los plásticos que empleemos serán de capital importancia de cara al éxito del tratamiento, puesto que están directamente relacionadas con: la adaptación que consigamos (retención de la prótesis); resistencia (duración de la prótesis); deformación (retención y estabilidad); etc.
- Debido a la enorme variedad de materiales y de técnicas de manipulación y confección de bases, consideramos importante constatar las diferencias respecto a las propiedades físicas mecánicas entre los plásticos de diferente composición y técnica de confección.
- Justificamos la realización de este trabajo mediante la metodología impuesta por la normativa internacional I.S.O 1567, por la aceptación de la

misma por la comunidad científica, por su rigurosidad y por la casi nula realización de estudios experimentales por profesionales clínicos bajo dicha normativa.

3.- INTRODUCCION HISTORICA.

La especie humana siempre se ha sentido motivada a restaurar aquellas partes de su cuerpo perdidas a consecuencia de accidentes o enfermedades. Esto no es una excepción en el campo de la estomatología y desde los albores de la misma siempre se han intentado reemplazar aquellos dientes que faltaban. Esto constituye una de las piezas básicas de la ciencia dental íntimamente relacionada con los materiales disponibles en cada época.

La búsqueda de los materiales restauradores correctos así como de los métodos y técnicas de manipulación de los mismos ha constituido un motivo de estudio de este siglo y anteriores.

Las primeras prótesis dentales encontradas datan del año cuatro mil quinientos al cuatro mil antes de Cristo y constituyen dientes artificiales de madera hallados en tumbas egipcias. Posiblemente estas prótesis no fueran muy difundidas en el mundo dado el espíritu poco viajero de la civilización egipcia. Es por esto que se les da más importancia a los hallazgos de inicios del dos mil setecientos antes de Cristo, en los cuales se pueden encontrar prótesis dentales consistentes en alambres de oro que mantenían unidas entre sí a la parte artificial, la cual constaba de dientes humanos o de animales. Estas prótesis posiblemente fueron el modelo empleado durante muchos siglos puesto que se encontraron en sucesivas civilizaciones el mismo esquema hasta que aproximadamente en los años 500 antes de Cristo

aparecerán en Roma las coronas y puentes de oro. Se pueden ver entonces el desarrollo del soldado y el remachado durante esta época encontrándose aros de oro a los cuales se les soldaban los pónicos mediante tornillos y remaches. Posiblemente fueran orfebres los que realizasen este tipo de trabajos dado que los tratamientos solamente los realizaban los médicos y barberos cirujanos.

Durante la Edad Media encontramos un período en el que posiblemente se realizasen pocos adelantos y del cual no obtenemos hallazgos y documentación bibliográfica debido a los pocos centros difusores de cultura (conventos y monasterios) y que muchos de ellos fueron destruidos posteriormente por enfrentamientos religiosos y bélicos.

Cuando aparece la imprenta en 1436, es cuando empezamos a encontrar más difusión de los escritos, aunque no se verá hasta el siglo XVI, con el comienzo del renacimiento, cuando empezaran a aparecer descripciones de diferentes tipos de tratamiento. Así aparecerá un escrito con distintos métodos de fundir y refinar metales así como la descripción de la técnica de la cera perdida para la confección de las estructuras metálicas. En el año mil quinientos sesenta y dos, Ambroise Paré (2) describe reconstrucciones protésicas con dientes de hueso ó de marfil que habían sido tallados. En la década 1560-70 un discípulo suyo fue el primero en usar materiales orgánicos en la fabricación de

dientes artificiales. Consistía su técnica en la fundición de ceras, gomas, resinas molidas, perlas pulverizadas y coral blanco; y con este proceder a obtener una pasta que podía ser considerada como la precursora de la porcelana dental.

El siglo XVIII debe ser considerado como un período clave en el desarrollo del arte dental así, los modelos de cera en conexión con los trabajos protésicos, tallándose la cera en la forma deseada y produciéndose posteriormente en hueso ó marfil la prótesis. Por esta misma época se confeccionan dientes artificiales con una fusión conjunta de ceras y gomas blandas a la que se añadía coral blanco y perlas pulverizadas. A su vez se mencionan por primera vez los aparatos protésicos removibles, realizándose descripciones de juegos parciales de dientes hechos en marfil mantenidos mediante alambres.

En 1728 Pierre Fouchard escribió el libro “el tratamiento dentario por el cirujano-dentista” (3) en el que se describía los materiales dentales existentes y la práctica dental que se utilizaba en esa época. Respecto a la realización de prótesis completas se describen tallados en hueso y marfil en forma similar a los dientes existentes en la boca, unidos mediante alambres a los aparatos.

En 1746 Claude Mouzon (2) describe las coronas de oro estampadas y el uso de ganchos de oro para retener los dientes artificiales a los remanentes.

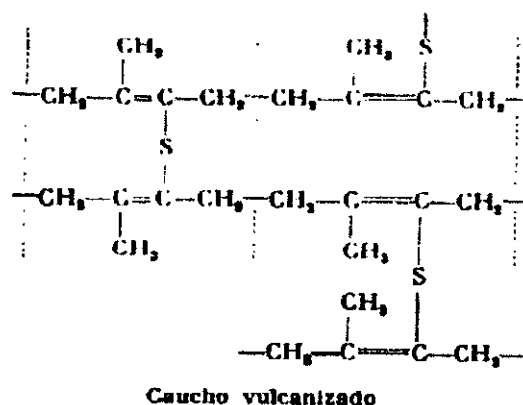
Sobre 1748 se empieza a utilizar como base de prótesis completas los metales estampados y labrados y en 1756 se utilizan por primera vez modelos de yeso obtenidos del vaciado de impresiones, que eran realizadas con ceras sectoriales de la boca.

En 1775 se refiere el empleo de una base de oro para sostener dientes artificiales de marfil fijados con pernos de oro a la base del mismo material.

Es durante este siglo XVIII cuando se empiezan a ensayar las completas de porcelana como material en odontología. Introduce esta técnica Ducheteau en 1774, intentando fabricar bases protéticas de porcelana. Sus primeras experiencias obtienen múltiples fracasos debido a la imposibilidad de controlar la contracción que tenía lugar durante el cocido de la porcelana. Posteriormente se asoció con Nicolás Dubois de Chemant consiguiendo juntos disminuir el tanto por ciento de contracción para conseguir la primera dentadura completa realizada en porcelana de un solo bloque. De esta forma se continúa trabajando hasta conseguir de la academia de las ciencias la patente de la porcelana . La practica de utilizar bases protéticas de porcelana se realizó y mantuvo su hegemonía hasta la introducción posterior del caucho y las resinas. Es obvio que como material presentaba inconvenientes por su gran peso y gran fragilidad siendo su estética su gran virtud. Durante el siglo XIX y primeros años del siglo XX la odontología se desarrolla permitida y debido al enorme impulso que

tiene lugar en las ciencias físicas y químicas. Durante este período surge la hegemonía en los Estados Unidos de Norteamérica, donde se desarrolla en las primeras escuelas dentales y las primeras revistas de odontología.

El inicio de la carrera que constituye la síntesis de sustancias macromoleculares se inicia en la primera mitad del siglo XIX cuando mediante tratamientos de caucho natural se consiguen diferentes derivados del mismo.



En esta época comienza la industria moderna de los plásticos con la utilización del caucho natural en gomas de borrar y tejidos engomados, unos años antes del descubrimiento de la vulcanita por Charles Goodyear en 1839 (2).

El caucho natural puede obtenerse de casi quinientas especies diferentes de plantas, la fuente más destacada es el árbol *Hevea Brasiliensis*. El material se consigue del látex que exuda la corteza de la planta al ser cortada; este látex es una dispersión acuosa del caucho, y

contiene 25-40% de hidrocarburos de caucho, que están estabilizados por una cantidad pequeña de material proteínico y ácidos grasos.

En 1839, Charles Goodyear indica que la vulcanización del caucho natural consiste en calentar juntos el caucho, azufre y el plomo blanco; con este calentamiento se conseguía el introducir una red de enlaces cruzados en el elastómero que era el caucho.

En 1851, Nelson Goodyear (2), enunció el método para obtener la goma dura ó ebonita. Es alrededor de 1855 cuando es descubierto el hule vulcanizado, e introducido como material de bases para dentaduras con el nombre de ebonita y vulcanita.

La utilización de la vulcanita como base de dentaduras completas supuso un adelanto impresionante en la historia de los materiales dentales de aplicación protésica. Aunque no era el material ideal como base de dentaduras, sirvió como primer sustituto de las bases talladas sobre marfil ó porcelana.

Por tanto, durante unos 75 años la vulcanita fue el material más utilizado para dentaduras, utilizando estas bases con dientes de porcelana. Se probaron varios métodos de procesamiento, pero con ninguno de ellos se logró superar las desventajas inherentes al material. Tales desventajas consistían en una estética global poco satisfactoria, así como sabor, olor y color no agradables. A esto había que añadir que la elaboración del mismo era complicada.

El proceso de elaboración del caucho consistía en lo siguiente:(4)

El caucho, cortado en pequeños trocitos y calentado al baño María, se introducía en un molde, se comprimía y después se endurecía en la vulcanizadora a 165 °C y siete atmósferas durante hora y media. Hasta los 145 grados el caucho experimentaba una expansión térmica y el exceso salía por los canales de desagüe. Entre los 145 los 165 sin embargo, se incorporaba el azufre entre las cadenas de isopreno, lo que producía una reducción molecular entre 0,8 y el 1,4%. Una vez terminada la vulcanización, se contraía de nuevo durante el enfriamiento a la temperatura ambiente, de modo que la contracción total del caucho se encontraba entre el 3 al 4%. Para evitar esta contracción, se colocaba una plancha de estaño por la parte bucal palatina, de forma que la reducción fuera menos perjudicial para la configuración de la prótesis.

Durante las siete décadas de hegemonía del caucho, se intentaron crear alternativas al mismo, aunque sin éxito.

Así, en mil ochocientos sesenta se crea el primer polímero a partir de este, denominado polietilenglicol.

En 1868, John Hyatt (5) descubrió el primer compuesto plástico moldeable: el celuloide. Hyatt preparó el material a partir de piroxilina (nitrocelulosa) y alcanfor, y amasada en una pasta semejante a la de repostería. A veces, se agrega colorante ó pigmentos. El material posee flexibilidad, dureza y buena apariencia.

En 1870, Hyatt organizó la Albany Dental Plate Co., y en 1871 formó la Celluloid Manufacturing Co. El material fue utilizado para hacer bases de dentaduras de color rosado, con una apariencia más agradable que la vulcanita. La síntesis de nuevas moléculas desemboca en mil ochocientos ochenta con la de el ácido metacrílico.

Durante el primer tercio del siglo XX aparecen numerosos ensayos de materiales dentarios, ensayos que no van a dar el resultado apetecido debido a la falta de rigor en las investigaciones. Solamente cuando aparecen la Asociación Dental Americana y el Consejo de Investigación de la Oficina Nacional de Normas es cuando se determinan cuáles son los cánones exigibles para poder realizar un estudio fidedigno.

En mil novecientos siete se obtiene la primera síntesis del caucho comercializándose en mil novecientos trece y desembocando en la comercialización de caucho banda en mil novecientos treinta y seis por la empresa Bayer. Por estas fechas se produce por primera vez un polímero comercial del etileno. Se introduce comercialmente los poliestirenos, usados satisfactoriamente como bases protéticas hasta un grado limitado. El producto comercial se llamaba Jectron presentándose en barras prepolimerizadas que se calentaban con el fin de inyectarlas en un molde con un equipo específico.

Hasta cerca de 1930 se intentaron varias modificaciones del celuloide, pero nunca se logró el adecuado como base para dentaduras por las desventajas de incluir un 30% ó

más de alcanfor. Los principales problemas del celuloide como base eran: la carencia de estabilidad en la forma, el olor y sabor desagradables, su facilidad para mancharse, y el hecho de que requiera una fuerte presión para dar forma al material.

La hegemonía indiscutible del caucho de 1855 a 1925 y la parcial (compartida con los derivados de la celulosa) entre 1925 y 1935, se verá truncada a partir del año 1936. Así, es en este año cuando aparecerá un material nuevo que revolucionará la técnica de fabricación para base protéticas. Nos estamos refiriendo a los altos polímeros sintéticos, **plásticos ó resinas**. En este año, Walter Wright (5) introdujo un polímero de tipo acrílico llamado vernonita, consistente en metacrilato de polimetilo, que resultó ser el material más satisfactorio probado hasta el momento. Aparece así el "paladón", resina acrílica termopolimerizable de la casa KULZER, mostrando propiedades que superan en mucho las propiedades del caucho. Consistía en una mezcla plástica de monómero-polímero, que se podía meter en un molde y luego endurecerse, en un procedimiento adecuado para la odontología.

Fue tal la revolución que supuso, que a mediados de la década de los cuarenta casi todas las prótesis se fabrican ya con bases de polímero de tipo acrílico. Así, en un estudio realizado en 1947 (6) en los estados Unidos se detallaba que el 90% de las base realizadas en aquella época eran ya de resinas acrílicas.

En los años cincuenta y sesenta tiene lugar una enorme investigación, saliendo al mercado innumerables productos surgiendo por primera vez la química macromolecular por la cual en el año cincuenta y tres, Staudinger recibe el premio Nobel de química. La enorme aplicación de estos polímeros en el campo dental hace que todas las industrias fabricantes procedieran a comercializar estos nuevos productos e investigar sobre cómo mejorar las propiedades de los mismos.

En la siguiente tabla, sacada de Haupl (4), se explican los diferentes materiales utilizados en la confección de bases hasta 1936:

**Productos orgánicos de elevado peso molecular para materias base,
utilizados en Europa hasta 1936**

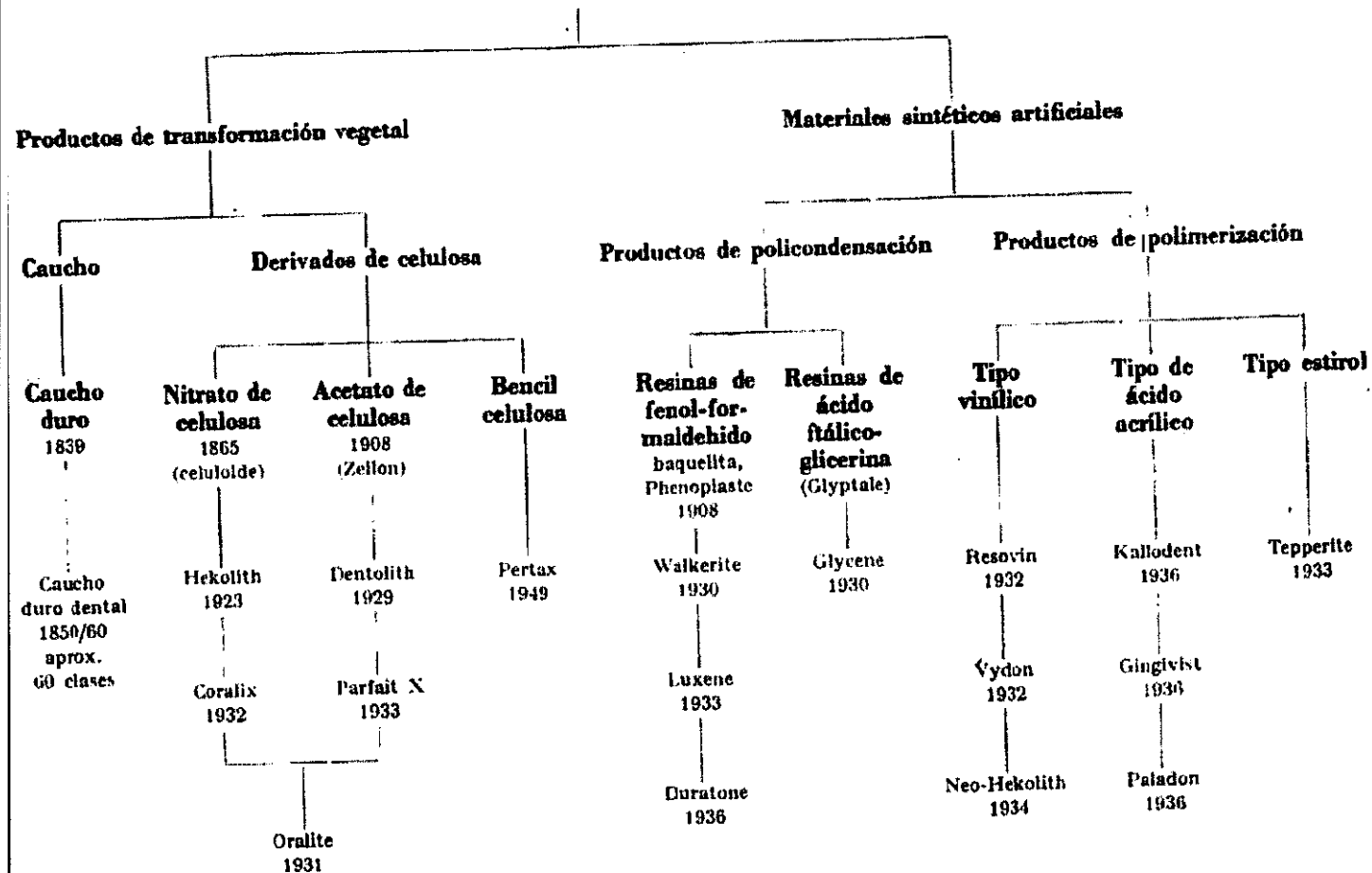


Tabla 1

En 1958 hacen su aparición las resinas epóxy. Se trata de un material termoestable, y que se moldea mientras está en estado líquido. Fueron Kydd y Wykhuis (7), los primeros que usaron una resina epóxica modificada como base de dentaduras, utilizándola mediante vertido sobre el molde. Los autores proclamaron sus numerosas ventajas, sin embargo con posterioridad se comprobó que también presentan bastantes desventajas, por lo que su uso no se difundió en demasía.

En 1966 hacen su aparición los policarbonatos. Se tratan de un poliéster lineal del ácido carbónico, en el cual el carbonato está repetido en la cadena principal. Son conocidos estos polímeros como los más fuertes de todos los plásticos. Así, la resistencia al impacto es nueve veces la de los polímeros acrílicos. Stafford y Smith (8) en 1966 investigaron una forma de este plástico para su uso como material de bases protéticas comprobando que sus propiedades físicas son solamente ligeramente superiores a las resinas acrílicas (polimetacrilato de metilo), y como única ventaja presentaban una mayor resistencia a la fractura. Por el contrario, presentaban una serie de desventajas, que hicieron desaconsejable su utilización en prótesis; a saber; mayor flexibilidad y elongación hasta la fractura (60%), menor dureza, deficiente adhesión a los dientes de plástico, inyección de moldeo a temperaturas altas (335 °C bajo una presión de 410 kN/m²) y dificultad en el pulido (se emplea diclorurometileno como solvente).

Actualmente, se utilizan principalmente como coronas provisionales.

4.- ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA.

4.1.-QUIMICA GENERAL DE LOS POLIMEROS

4.1.1.-CONCEPTO DE MACROMOLECULA.

Las moléculas simples tienen dimensiones que se encuentran, aproximadamente, por debajo de diez angstroms. En 1920, Staudinger supuso la existencia de moléculas gigantes y discretas, cuyas dimensiones podrían aproximarse a los diez mil angstroms, y su existencia fue demostrada experimentalmente, tanto por él como por otros investigadores.

Estas moléculas gigantescas se denominan macromoléculas o altos polímeros, o bien, más simplemente, polímeros, y son moléculas grandes que consisten en la repetición de pequeñas unidades llamadas meros. De ahí el nombre de polímeros, o sea muchos meros, los cuales se encuentran enlazados entre sí, para formar la gran molécula. La molécula simple de que se compone el polímero se llama monómero (9).

Puesto que el concepto de polímero quiere decir compuesto de muchas partes, la composición de una sustancia polímera se describirá en término de sus unidades estructurales. La polimerización se produce a través de una serie de reacciones químicas por las cuales se forma la macromolécula o polímero a partir de una gran cantidad de moléculas simples conocidas, como hemos dicho, como monómeros. El polímero consta

básicamente de una unidad estructural simple repetida en particular, y que esencialmente se relaciona con la estructura del monómero. Las unidades se conectan una con otra en la molécula del polímero por enlaces covalentes.

Las propiedades características de los polímeros se deben a su gran tamaño. La naturaleza de la unidad de monómero en la cadena produce propiedades específicas, que hacen que ciertas moléculas resulten útiles, tales como los plásticos, hules y fibras.

Químicamente, hemos dicho que se tratan de moléculas gigantes ó macromoléculas. Otro concepto de macromolécula, sería basándonos en el peso molecular, de tal forma que se referiría a toda sustancia natural, o sintética, cuyo peso molecular fuera superior a 10^4 . El peso molecular de estas sustancias por tanto estaría comprendido entre 10^4 y $10^8, 10^9$ (10).

Otros autores (11), reducen el dintel a partir del cual se consideraría macromolécula a 5.000, pudiendo llegar en el límite superior a los 50 millones.

Las características más importantes de los polímeros son (12):

- 1.- Están compuestos de muchas moléculas grandes;
- 2.- Casi invariablemente el peso molecular de las macromoléculas individuales no es constante, apareciendo un gran margen de variabilidad;

3.- Su estructura molecular es capaz de adoptar una gran cantidad de configuraciones y conformaciones.

4.1.2.- CLASIFICACIÓN DE LAS MACROMOLECULAS.

Las macromoléculas pueden clasificarse en varias formas arbitrarias (9):

1. El origen.

Desde el punto de vista de su origen, podemos dividir los polímeros macromoleculares en dos grandes grupos:

1.- Sustancias macromoleculares inorgánicas.

2.- Sustancias macromoleculares orgánicas.

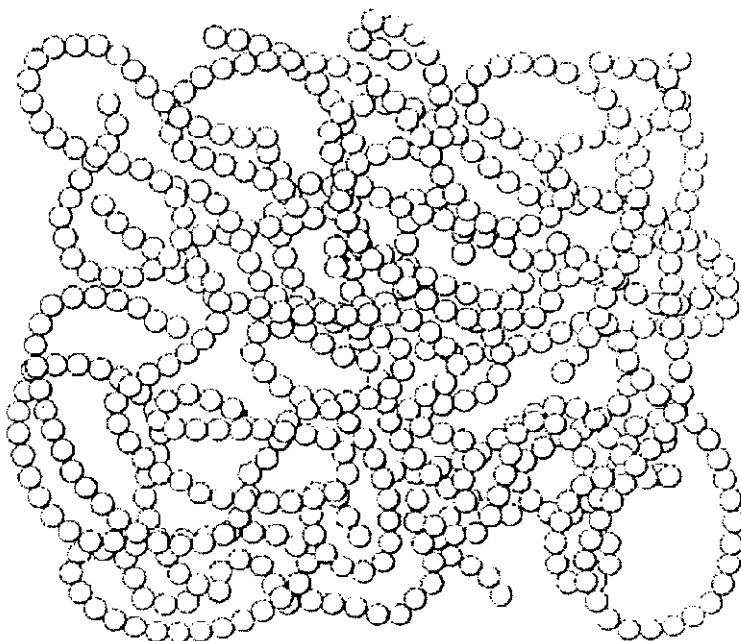
Al primer grupo pertenecen el diamante, grafito, cuarzo, silicatos y la mayoría de las rocas. Además tendríamos en este grupo una serie de productos industriales tales como el vidrio, cemento, porcelana, etcétera.

En el segundo grupo se incluyen productos naturales del reino animal y vegetal ó polímeros de origen biológico con amplio uso en la sociedad, incluyendo al algodón, la lana, el caucho natural, las proteínas, los polisacáridos, los ácidos nucleicos, etcétera. Además, los polímeros orgánicos se pueden producir sintéticamente en los

laboratorios. De ellos tenemos gran variedad y se utilizan en todos los sectores de la industria actual.

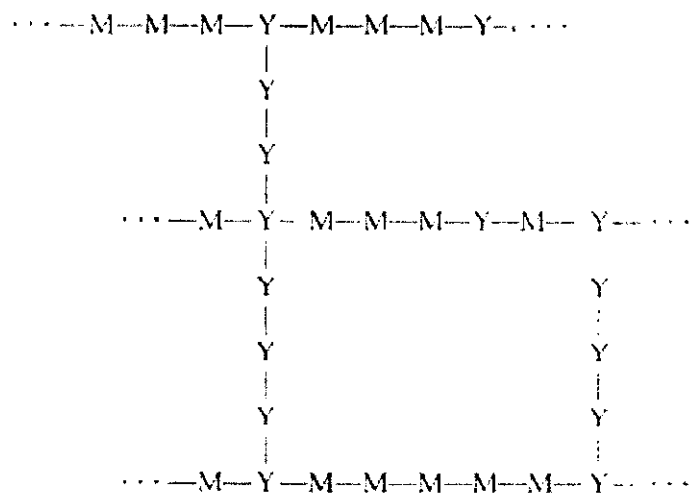
2. Estructura en cadena.

Los polímeros pueden existir en cadenas lineales, ramificadas ó de enlaces transversales. El tipo más simple de estructura es la cadena lineal, en la que las unidades monomero-polímero se enlazan de tal forma que consiguen una cadena continua. Otros polímeros tienen ramificaciones de varias longitudes, enlazadas covalentemente a la cadena principal a intervalos espaciados al azar.



Representación esquemática de un polímero lineal. Las esferas representan los meros de la cadena del polímero. De W.G. Moffatt (72).

Además hay un grupo en el que las cadenas de polímero individuales se unen por medio de un enlace covalente, este grupo es el de los enlaces transversales. Un ejemplo lo tendríamos en el caucho vulcanizado, en el que dos cadenas de carbono están enlazadas covalentemente a intervalos irregulares por medio de enlaces transversales de bisulfuro. Otro ejemplo sería la molécula de insulina, consistente en dos cadenas diferentes que están enlazadas transversalmente por medio del grupo bisulfuro. Los enlaces transversales de cadenas pueden producir estructuras bidimensionales ó redes tridimensionales. En el extremo de la estructura tridimensional, todas las cadenas se encuentran enlazadas transversalmente para producir una red infinita que conforma la molécula de polímero. Generalmente, cuanto mayor sea la cantidad de enlaces transversales, tanto más insoluble será el polímero.

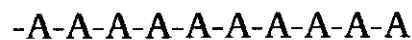


Estructura de un polímero con cadenas cruzadas.

3. Componentes de la cadena.

Los polímeros pueden dividirse en grupos de acuerdo con el número de unidades de monómeros diferentes que constituyan la cadena del polímero.

Homopolímero es el que contiene sólo un tipo de unidad monómera:



Como ejemplos podemos citar al poliestireno y al polietileno.

En un copolímero al azar, tenemos dos ó más unidades de monómero en la cadena, que pueden estar enlazadas al azar:



Los copolímeros de bloque, tienen secuencias de la misma unidad de monómero, seguidas de otra, en la cadena de polímero:



Los copolímeros injertados tienen ramificaciones que consisten en un segundo tipo de monómero que se injerta en la cadena principal por medio de un enlace covalente.

4. Configuración de cadenas en solución.

Dependiendo del disolvente, una molécula de polímero puede existir en forma de varilla, espiral al azar ó una esfera fuertemente apelmazada. En una cadena de polímero, si un segmento monómero tiene mayor afinidad por una molécula de disolvente que por otro segmento de monómero, entonces los segmentos de la cadena preferirán estar rodeados por las moléculas de disolvente. Con el fin de incrementar el número de esas interacciones favorables disolvente-segmento, la cadena originalmente en espiral se desenrollará, para adquirir una configuración similar a la de una varilla. Se forman varillas rígidas cuando se considera que el disolvente es extremadamente bueno. Cuando se utiliza otro disolvente, que tenga menor capacidad para disolver al polímero, los segmentos de una cadena preferirán encontrarse en las cercanías de otros, y la cadena adquirirá una configuración en espiral al azar. Si se emplea un disolvente muy pobre, la espiral al azar se cerrará, puesto que cada unidad monómera de la cadena preferirá firmemente encontrarse cerca de las de su propia clase.

5. Configuración en cadena de sólidos.

Los polímeros sólidos son en gran parte amorfos, pero pueden contener pequeñas regiones de cristalinidad. Para que puedan mostrar cristalinidad, los segmentos de la

cadena de polímero deben encajar en alguna red cristalina. La disposición al azar de unidades de monómeros en una cadena hace que el ajuste de las cadenas de polímeros, unas al lado de las otras, resulte muy difícil, y por consiguiente, solamente pueden disponerse porciones de cadenas en determinado tipo de estructura reticular. Esto provoca en el polímero sólido, que haya regiones ordenadas cristalinas y otras amorfas, sin cristalinidad. El grado de cristalinidad que posee una muestra de polímero puede obtenerse por medio de un análisis de rayos X. Los polímeros cristalinos son fuertes, puesto que la alineación de las cadenas permite mayores interacciones de Van der Waals. En el curso de las últimas décadas se han producido polímeros que poseen un elevado grado de cristalinidad, debido a que las unidades de monómeros que forman la cadena están ordenadas.

6. Polímeros iónicos y no iónicos.

Si un monómero contiene un grupo ionizable que no reacciona durante el proceso de polimerización, entonces el polímero resultante contendrá grupos dependientes ionizables, incorporados en la cadena. La mayor parte de los polímeros no contienen grupos iónicos estables y, por consiguiente, no son electrolitos. Sin embargo, hay ciertos polímeros naturales y sintéticos que contienen grupos iónicos y se llaman polielectrolitos. En este grupo

podríamos incluir polianiones tales como el poliacrilato o policationes. Existen incluso polianfolitos, en los que se encuentran incorporados en la cadenas tanto cationes como aniones. Los polímeros electrolitos tienen propiedades tanto de polímeros como de electrolitos. En solución acuosa, están ionizados aproximadamente un 20%.

7. Mecanismos de preparación de polímeros.

Los polímeros pueden clasificarse como del tipo de condensación ó de adición, dependiendo de su mecanismo de preparación. Los polímeros de condensación se forman a partir de monómeros que tienen más de un sitio reactivo. Durante el proceso de polimerización, se elimina una molécula pequeña, como las de agua, metanol, ó cloruro de hidrógeno.

Existe otro mecanismo de preparación de los polímeros denominados del tipo de adición. El ejemplo más común son los polímeros formados de monómeros del tipo del vinilo. Los electrones pueden reaccionar con tres tipos de especies químicas: un radical libre, un catión ó un ión, para dar reacciones de polimerización iniciadas por un radical libre, un catión ó un ión, respectivamente. Otro mecanismo del tipo de adición, que se conoce a veces como tipo de óxido de etileno, es el resultado de la ruptura de ciertos enlaces simples en monómeros cíclicos, que hace que reaccionen consigo mismo.

4.2.- QUIMICA GENERAL DE LOS PLASTICOS.

4.2.1.- CONCEPTO Y ESTRUCTURA DE LOS PLASTICOS.

Dentro de las macromoléculas ó polímeros, se encuentran los plásticos.

Podemos definir los plásticos, como compuestos no metálicos macromoleculares, producidos de manera sintética (en general a partir de compuestos orgánicos) y que puede modelarse en varias formas y después endurecerse para su uso comercial (11). Se tratan de productos complejos que incluyen un componente de resina, material homogéneo polimerizado inicial, más diversas sustancias modificantes tales como materiales de relleno, catalizadores, plastificantes, estabilizadores, etc.

Este concepto de plástico, creemos que es el más idóneo, en contraposición con otros conceptos:

Existe una nomenclatura en la que a las sustancias macromoleculares orgánicas se las denomina altos polímeros. Estos polímeros pueden ser clasificados en naturales, semisintéticos y sintéticos. Pues bien, los altos polímeros sintéticos ó semisintéticos, reciben también la denominación de materias plásticas, aunque no todos ellos presentan la característica de la plasticidad.

En otra terminología se han denominado a los plásticos dentales resinas sintéticas, término que puede resultar equívoco puesto que el concepto resina se refiere a un material orgánico sólido o semisólido de origen natural ó sintético, de alto peso molecular, y cuya composición química es generalmente un polímero, es decir una sustancia polimerizada macromolecular pero no plastificada ni pigmentada, así sin embargo, un plástico es un polímero en el que a través de la adición de una serie de sustancias se consigue una sustancia plastificada.

Posiblemente con ninguno otro material se han introducido tantos cambios en la vida diaria, como con la introducción de los plásticos. Los plásticos han hecho evolucionar multitud de campos en la ingeniería y fabricación de bienes materiales, de tal forma que han sustituido en múltiples ocasiones materiales más antiguos metálicos o de madera. El campo de la medicina no ha sido ajeno a esta evolución y los plásticos han modificado múltiples facetas de este, tanto en aparatos de medios diagnósticos, como en prótesis fabricadas con los mismos.

Su descubrimiento se debió a hechos fortuitos. Originariamente eran literalmente desechos de laboratorio: ceras ó residuos pegajosos que quedaban después de determinadas reacciones químicas. No fue hasta los últimos cinco ó seis decenios cuando estos

materiales se empezaron a estudiar, apareciendo entonces la industria de los plásticos.

En odontología, los polímeros macromoleculares que se van a utilizar van a ser la mayoría de ellos sintéticos, formados por una serie de procesos químicos sucesivos análogos que se designan como polireacción. También son conocidos como resinas, por su semejanza estructural y en propiedades a las resinas naturales, aún cuando este termino de resina no es absolutamente correcto como hemos expuesto anteriormente.

Las macromoléculas orgánicas individuales están unidas por enlaces covalentes. Estas uniones son tan completas que sólo con la unión de las fuerzas de Van der Waals se agregan moléculas.

Puesto que estas uniones se separan con facilidad cualquier aumento de temperatura genera el ablandamiento hasta las temperaturas de transición de los polímeros, en la cual casi se licúan.

Las moléculas de un plástico, como las de cualquier polímero, constan invariablemente de especies cuyo grado de polimerización varía dentro de un margen considerable. Un método para expresar el grado de polimerización es hallar el promedio del peso molecular. El número molecular promedio de los diferentes polvos de polímero dental comercial varía de 3.500 a 36.000

mientras que los mismos productos después del curado muestran de 8.000 a 39.000. Las bases protéticas polimerizadas registran pesos moleculares de hasta de 600.000 y los dientes artificiales con cadenas cruzadas tienen peso molecular aún más alto.

La polimerización nunca termina por completo y el porcentaje del monómero residual tiene un efecto notable en el peso molecular. Por ejemplo, cuando queda un 0.9% de monómero residual en una muestra de polímero dental cuyo número promedio de peso molecular es de 22.400, el peso molecular de la resina polimerizada es de 7.300.

Es característico de los polímeros lineales dentales una estructura desordenada ó no cristalina ó amorfa. El grado de polimerización de muchos depende de las uniones secundarias que forma la estructura de la cadena, grado de ordenamiento y peso molecular. Si la cadena lateral es compleja, se produce una estructura no cristalina, a menos que los monómeros en las cadenas de polímero se distribuyan en forma simétrica entre sí. En este caso, se da lugar a un polímero cristalino, incluso con una cadena lateral compleja. Por lo general, un plástico dental no es cristalino, aunque la cristalinidad del polímero aumenta la resistencia a la tensión, también reduce la ductilidad de la resinas, así como aumentar la temperatura de su moldeo. Por tanto, la resinas cristalinas no se recomiendan para uso dental.

Los factores que favorecen la no cristalinidad son (11):

1. Polímeros largos y ramificados.
2. Distribución al azar de grupos laterales.
3. Copolimerización, que disminuye la regularidad de las cadenas de polímero.
4. Plastificantes, dado que tienden a separar las cadenas.

Los plásticos presentan una serie de características comunes:

1.- Insolubilidad ó solubilidad parcial en disolventes:

A diferencia de las sustancias orgánicas comunes, los plásticos son insolubles ó lo hacen de una manera parcial. Esto ocurre en dos fases: En la primera, las moléculas de disolvente se difunden lentamente dentro del polímero, originando de esta forma un gel hinchado. Si el proceso continúa, debido a que las fuerzas intermoleculares no son intensas (polímeros no reticulados ó no cristalinos, por ejemplo), entraríamos en la segunda fase, en la cual el gel se desintegra gradual y lentamente en una verdadera disolución.

De lo dicho, se deduce que la tipología del polímero es muy importante de cara a la determinación de su solubilidad. Así, los polímeros reticulados solamente sufrirán hinchazón, tal como también ocurre en los

polímeros con cierto grado de cristalinidad, en los que no se presenta la solubilidad hasta cerca de temperaturas próximas a su punto de fusión cristalina.

2.- Polimolecularidad:

Al igual que todas las macromoléculas, los plásticos presentan una mezcla de macromoléculas de diferente tamaño, no pudiéndose separarse en sus diversas especies químicas. Sin embargo, como ya vimos, se comportan como si se tratase de un producto único, con un grado de polimerización y un peso medio.

3.- Cristalinidad parcial:

Los plásticos se caracterizan por coexistir zonas más ó menos amplias de cristalinidad con zonas molecularmente desordenadas ó amorfas. Dependiendo de la proporción de cada una, el plástico será más ó menos cristalino. Esta propiedad se puede estudiar por difracción de rayos X y está relacionada con la mayor ó menor regularidad de la estructura.

4.- No volátiles y punto de fusión no definido:

Debido a la polimolecularidad y a la existencia de los enlaces de Van der Waals, los plásticos no presentan un punto de fusión definido, sino una zona de fusión ó reblandecimiento.

La desaparición de la fase cristalina, proceso que ocurre en la zona de fusión, genera cambios en las propiedades físicas del polímero.

Además, todos los plásticos son no volátiles.

4.2.2.- MECANISMOS DE POLIMERIZACION DE LOS PLASTICOS.

La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones de condensación ó por reacciones de adición.

Polimerización por condensación.

Los polímeros por condensación son aquellos en los que:

1. La polimerización se acompaña de eliminación repetida de moléculas pequeñas ó;
- 2.- Los grupos funcionales se repiten en la cadena del polímero.

1.- En el primer caso, la reacción de polimerización por condensación es aquella en la que los compuestos primarios reaccionan con la formación de productos colaterales como agua, ácidos halógenos y amoníaco. La estructura de los monómeros es tal, que el proceso puede repetirse por sí mismo y dar lugar a macromoléculas.

Los monómeros utilizados en estas reacciones de condensación son bifuncionales; esto es, tienen un grupo

químico reactivo en cada extremo de sus moléculas (13). Para unir estos extremos es cuando es necesario quitar una molécula pequeña, tales como las mencionadas anteriormente.

Uno de los procesos de policondensación más conocidos es la reacción entre la hexametilenediamina y el ácido adípico. El producto final se llama nylon 66, obtenido por Carothers por primera vez en 1931 en DuPont. La palabra nylon fue acuñada para poliamidas sintéticas y se describen por un sistema numerado que indica el número de átomos de carbono en cada hexametilene-diamina y en cada ácido adípico.

En el pasado pertenecía a este grupo la baquelita, resina de fenol-formaldehído. Este producto se llegó a utilizar como base protética, dado que era translúcido y resistente, pero carecía de estabilidad química en la boca. Por oxidación gradualmente perdía su color.

2.- Con el tiempo, aparecieron polímeros cuyas unidades repetidas se ligaban por grupos funcionales tales como amida, uretano, éster ó azufre. Estos polímeros, aún sin la formación de productos colaterales, fueron clasificados como de condensación. Así, apareció el poliuretano, formado al reaccionar un diol con diisocianato. La unión de uretano se repite en toda la cadena.

Los poliuretanos son ahora un grupo de polímeros ampliamente utilizados en la ingeniería biomédica, fundamentalmente en la confección de catéteres y

materiales sintéticos cardiovasculares con materiales tales como el Vialon ó el Mitrathane (23).

La formación de polímeros por condensación es lento por su formación paso a paso y el proceso de polimerización tiende a detenerse antes de que las moléculas alcancen un tamaño realmente grande. En la actualidad, las resinas por condensación no tienen gran empleo en las bases protéticas.

Polimerización por adición.

En este tipo de polimerización no hay cambio en la composición. Las macromoléculas se forman a partir de monómeros sin cambios de composición, pues tienen las mismas fórmulas empíricas, de tal forma que se repite en el polímero muchas veces la estructura del monómero, llevándose este proceso a cabo sin la formación de productos colaterales.

La polimerización comienza por un centro activo y se va armando una cadena que en teoría puede seguir un crecimiento de manera indefinida hasta que lo permita el aporte de unidades que lo constituye. Así, en este tipo de polimerización es posible formar con facilidad moléculas gigantes, a diferencia de la polimerización por condensación en la que, como vimos antes, es muy difícil generar moléculas que estén en las centenas de millar.

Un requisito para la polimerización por adición es la presencia de un grupo no saturado. La activación de la polimerización requiere un activador, el cual produce las especies iniciadoras con un centro reactivo. El crecimiento de la cadena de polímero se detiene cuando el centro reactivo se destruye por algunas reacciones de terminación. El proceso es muy rápido y se producen reacciones exotérmicas con una generación considerable de calor.

La producción de macromoléculas lineales son raras. Surgen reacciones ramificadas colaterales a través de la transferencia de cadena con un número de moléculas previas de polímero. Estas unidades estructurales de polímero se conectan entre sí y forman una estructura ramificada.

En una reacción de adición el proceso de polimerización se inicia por un radical, un catión ó un anión (13).

Los polímeros hechos de un solo tipo de monómero, se llaman homopolímeros. Los que constan de varios tipos, los denominamos copolímeros.

4.2.3.- PERIODOS DE POLIMERIZACION.

El proceso de polimerización se lleva a cabo en cuatro periodos:

1.- Inducción.

El periodo de inducción ó iniciación es el tiempo durante el cual las moléculas del iniciador adquieren energía ó se activan y la transfieren a las moléculas del monómero. A mayor temperatura, más cortos periodos de inducción.

El sistema para dispararse la inducción puede ser uno de los tres siguientes:

1. Activación por calor:

Es el de mayor difusión en los polímeros empleados para la construcción de bases protéticas. Un ejemplo sería la de los radicales libres que se obtienen por el calentamiento del peróxido de benzoilo, los cuales inician el proceso del monómero del metacrilato de metilo.

2. Un segundo tipo de sistema de inducción se activa químicamente a la temperatura bucal. En este sistema de inducción tendremos al menos dos reactivos, que cuando se mezclan sufren una reacción química que genera los iniciadores. Durante el almacenaje hay que guardar por separado estos componentes, por consiguiente, los sistemas químicamente inducidos siempre constan de dos o más partes. Un ejemplo sería el uso de el peróxido de benzoilo y una amina aromática.

3. Un tercer sistema de inducción es la luz. En este sistema los botones de energía luminosa activan el iniciador y generan los radicales libres que a su vez inician el proceso de polimerización. Como no se produce una polimerización visible a temperatura

ambiente en un sitio oscuro, estas composiciones son sistemas de una sola fase y se almacenan de manera que no estén expuestos a la luz.

2.- Propagación.

Las reacciones de propagación comienzan una vez que empieza el crecimiento y el proceso continúa a velocidad considerable. En general, son reacciones exotérmicas que continúan hasta el agotamiento del monómero, aunque la polimerización nunca es completa y siempre queda monómero residual.

3.- Terminación.

Las reacciones en cadena terminan por acoplamiento directo ó por intercambio de átomos de hidrógeno de una cadena en crecimiento a otra.

4.-Transferencia de cadena.

Aunque la terminación de la cadena pueda derivarse de la transferencia, el proceso difiere de las reacciones descritas en que el estado activo se transfiere de un radical activo a una molécula inactiva creándose un núcleo nuevo de crecimiento.

En el trabajo de Mutlu (71), se estudia el comportamiento reológico de los polímeros para bases protéticas, resultando que el material se comporta desde la mezcla hasta la polimerización como un fluido pseudoplástico, incrementándose la viscosidad a diferentes ratios respecto al tiempo y aumentando conforme aumenta la temperatura.

4.2.4.- INHIBICIÓN DE LA POLIMERIZACIÓN.

La polimerización se puede inhibir por uno de estos dos mecanismos:

1.- Por sí misma:

Como se expuso anteriormente, la reacción de polimerización nunca se lleva a efecto de forma completa, quedando una pequeña cantidad de monómero residual. En esto, tiene importancia las impurezas que pueda presentar el monómero, las cuales reaccionan con los radicales libres inhibiendo el proceso.

2.- Mediante la adición de inhibidores:

Todas las casas comerciales añaden una pequeña cantidad de compuestos químicos con la finalidad de inhibir la polimerización. Esto se lleva a cabo por la presencia de inhibidores, los cuales influyen notablemente en la longitud del período inicial, así como en el grado de polimerización. Un ejemplo sería la adición

de una cantidad pequeña de hidroquinona al monómero. El oxígeno también va a retardar el proceso porque reacciona con los radicales libres. Así, la reacción de polimerización es mayor cuando se lleva a cabo con niveles bajos de éste.

De esta forma, es práctica frecuente agregar una cantidad pequeña del 0.006% o menor de un inhibidor como éter metílico ó hidroquinona para evitar la polimerización durante el almacenaje.

4.2.5.- COPOLIMERIZACIÓN.

La copolimerización consiste en la polimerización simultánea de dos ó más monómeros diferentes.

Aunque la polimerización de los compuestos orgánicos se conocía hacía más de un siglo, la copolimerización no se investigó hasta aproximadamente 1911. En la década de los años treinta se encontró que los monómeros diferían notablemente en sus tendencias a formar copolímeros (15). Así, se pudo comprobar que los ésteres acrílicos entraban a formar copolímeros con el cloruro de vinilo, de una manera más rápida que lo hacía este último.

En las reacciones de polimerización por adición expuestas con anterioridad, las macromoléculas se forman por polimerización de un tipo único de unidad

estructural. Para mejorar las propiedades físicas, se utilizaron entonces dos ó más monómeros de química diferente como materiales iniciadores. Así, el polímero que se forma contiene unidades de todos los monómeros presentes en un principio. Este se denomina copolímero, y su proceso de formación se llama copolimerización. En un copolímero, el número de posición relativa de las unidades diferentes varían entre las macromoleculares individuales. En general, la distribución alterna de los radicales de la cadena se presenta en raras ocasiones y es más factible que sus posiciones se distribuyan al azar según las leyes de la probabilidad.

Los copolímeros son de tres tipos: al azar, en bloque e injertados (9)(11) .

1.- En el tipo al azar, los monómeros existentes se distribuyen de manera irregular a lo largo de la cadena.



2.- En un polímero en bloque, aparecen unidades idénticas de monómero en secuencias relativamente largas en la cadena principal de polímero.



3.- En los polímeros injertados, las secuencias de uno de los monómeros está insertada en la columna de la

segunda especie de monómero. La copolimerización de injerto resulta de la formación de un lugar activo en un punto de la molécula del polímero diferente al de su extremo, y de su exposición a un segundo monómero.

Otros autores, clasifican los copolímeros según su mecanismo de copolimerización:

1.- Copolimerización en cadena.

1.1.- Por mecanismo radical.

En este tipo de copolimerización, la velocidad de adición de un monómero a un radical libre creciente depende solamente de la naturaleza del grupo terminal en la cadena radical (16).

1.2.- Por mecanismo iónico.

Tendríamos una copolimerización catiónica, en el que las reactividades generales corresponderían a los efectos de los sustituyentes sobre la reactividad de los dobles enlaces hacia los reactivos electrofílicos. Por otro lado, nos encontraríamos con una copolimerización aniónica, determinada por la capacidad de los sustituyentes para captar electrones del doble enlace y estabilizar el carbanión formado (17).

2.- Copolimerización en etapas.

En esta, las reactividades de todos los grupos funcionales son esencialmente idénticas, distribuyéndose

los cronomonómeros aleatoriamente a lo largo de la cadena, en cantidades proporcionalmente a sus concentraciones en la mezcla. En la copolimerización para tres monómeros ó más, adquiere un papel importante el efecto de las unidades remotas y el efecto de despropagación durante la copolimerización (18) (19).

La copolimerización altera las propiedades físicas de la resina final de manera considerable. Muchas de las resinas más útiles se fabrican así. Por ejemplo, el metacrilato de metilo y los ésteres acrílicos, todos copolimerizan con facilidad.

Injertar varios segmentos de polímeros en cadenas lineales produce un mecanismo para modificar las propiedades físicas de la macromolécula. Por ejemplo los polímeros en bloque e injertados, consiguen de esta forma mejorar la resistencia al impacto.

4.3.- CLASIFICACIÓN DE LOS PLÁSTICOS DENTALES.

Por su naturaleza heterogénea y compleja, los plásticos no suelen clasificarse mediante un sistema de nomenclatura riguroso. Esto es debido a que en multitud de ocasiones ni aún con las técnicas analíticas más sofisticadas se determina de manera cuantitativa la composición y estructura de los mismos. Así se han determinado diferentes métodos de clasificación basándose en distintos aspectos de los mismos:

1.- Uno de ellos se basa en el comportamiento térmico, por lo cual tenemos las resinas termoplásticas, si se moldean por ablandamiento, bajo presión y calor y enfriamiento posterior, no por reacción química. Por otra parte, si la reacción química se llevase a cabo durante el proceso de moldeo, de manera que el producto final fuera químicamente diferente del de la sustancia original, se clasifica como termocurable ó termopolimerizable. Este sería el tipo más común hoy en día, el cual es insoluble y no puede fundirse. Además, contaríamos con un tercer tipo, en el cual, la reacción química se llevaría a cabo sin la necesidad de aportación de calor ni presión exógena: estaríamos entonces ante los plásticos autopolimerizables.

2.- Las normas ISO en vigor (20), establecen otra clasificación basándose en el tipo de procesado y en la forma de presentación:

- Tipo I: Polímeros termoprosados.
 - Clase 1: Polvo y líquido.
 - Clase 2: Pastilla plástica.
- Tipo II: Polímeros autopolimerizados.
 - Clase 1: Polvo y líquido.
 - Clase 2: Polvo y resinas líquidas fluidas.
- Tipo III: Polvo termoplástico para conformar la base de la dentadura.

En la tercera edición, aún no en vigor (21) se han introducido dos grupos más:

- Tipo IV: Materiales fotopolimerizables.
- Tipo V: Materiales polimerizables mediante energía de microondas

3.- Un método más exacto de clasificación consiste en recurrir a las unidades estructurales que la forman.

4.4.- REQUISITOS QUE DEBEN CUMPLIR LOS PLÁSTICOS DENTALES IDEALES (11) (28):

1. Exactitud: Para adaptarse bien a los tejidos bucales, el plástico debe de poseer una buena exactitud dimensional y reproducción de detalles superficiales.
2. Necesita poseer estabilidad dimensional. Esto debe cumplirse tanto durante el procesamiento, en el cual no debe dilatarse, contraerse ni curvarse; como en la utilización normal en la boca del paciente.
3. Debe poseer unas propiedades físicas mecánicas adecuadas tales como resistencia, resistencia a la abrasión, y resiliencia.
4. Su peso específico debe ser el más bajo posible.
5. Otra propiedad física que debe cumplir es que la temperatura de ablandamiento sea superior a la de cualquier alimento líquido caliente que se pudiera ingerir.
6. Además, debe de poseer determinadas propiedades químicas tales como que el plástico sea impermeable a los líquidos bucales para no volverse insalubre ó con olor sabor desagradable; además

7. Debe mostrarse totalmente insoluble en los líquidos bucales así como no absorber cualquier otra sustancia que se pudiera ingerir.
8. El material tiene que presentar unas propiedades ópticas tales como una translucidez ó transparencia para reproducir con estética los tejidos bucales que reemplaza. Debe tener la opción de ser pigmentado ó matizado con esa finalidad.
9. Además, no debe experimentar cambio de color ó apariencia después de su procesamiento.
10. El plástico debe ser biocompatible, de tal forma que será insípido, no tóxico ni irritante de los tejidos bucales. En este contexto se puede tener en cuenta la porosidad, por el riesgo de contaminación microbiana.
11. El procesamiento del plástico para su conversión en una prótesis tienen que ser fácil y necesitar un equipo relativamente sencillo.
12. En caso de fractura, debe ser fácilmente reparable.

13. Es conveniente que la base protética sea radiopaca para facilitar su detección en caso de inhalación ó ingestión.

4.5.- ADITIVOS UTILIZADOS PARA LA OBTENCION DE PLASTICOS IDEALES EN LA CONFECCION DE BASES PROTETICAS.

Con el fin de intentar cumplir con todos estos requisitos y conseguir de esta forma los plásticos dentales ideales, fue necesario la introducción en la composición de los mismos de una serie de componentes que mejorasen las propiedades intrínsecas de los altos polímeros del sector. Una de las características fundamentales de los polímeros es su capacidad de admitir otras sustancias en su composición para dar lugar al producto final plástico. De esta forma, se empezaron a introducir pigmentos para obtener un color y una traslucidez adecuadas; agregar sólidos inorgánicos como relleno con el fin de prever mejores características de trabajo o para aumentar la resistencia a la abrasión, la estabilidad dimensional, u otras propiedades; elementos para retardar los procesos de manipulación y de endurecimiento; etc.

Estos aditivos, en realidad son sustancias que se dispersan intrínsecamente en la matriz del polímero sin afectar a su estructura molecular y mejorando determinadas propiedades del plástico final. Los podemos dividir en los siguientes:

1. RELLENOS.

Se denominan rellenos reforzantes, debido a que acrecientan las propiedades mecánicas del polímero de alto peso molecular, mejorando la vida útil del mismo.

Los materiales de relleno, acrecientan la estabilidad dimensional; la resistencia al impacto; la resistencia a la tracción y a la compresión; la resistencia a la abrasión, y la estabilidad térmica.

Cuando los rellenos debilitan los compuestos macromoleculares se denominan rellenos inertes.

En general, se puede enunciar que la acción de refuerzo de un relleno depende de varios factores:

1.- Naturaleza del relleno: El tamaño de su partícula, así como su condición superficial son variaciones importantes a tener en cuenta en la acción que el relleno va a tener sobre el plástico.

2.- Naturaleza de la macromolécula: El mismo relleno puede tener consecuencias sobre las propiedades físicas diferentes dependiendo de la macromolécula sobre la que se aplique. De tal forma que un relleno reforzante puede aumentar la resistencia a la presión y no modificar la resistencia a la tracción, mientras que en otro polímero puede ser al contrario.

Los rellenos de esta forma tienen dos efectos a considerar:

Un relleno reforzante da rigidez y fortalece la estructura por introducción de una red de muchos puntos de fijación relativamente débiles.

Simultáneamente, interfiere con la capacidad del polímero para cristalizar simplemente por su volumen, de tal forma que mediante este mecanismo tiene el efecto contrario a la anterior (la cristalización aumenta la rigidez y la resistencia a la tracción). Dependiendo de cual de estos dos mecanismos predominen el efecto será uno u otro.

3.- Cantidad de relleno: A mayor cantidad, mayor mejora de las propiedades. Esto se cumple hasta que se alcanza un máximo que representa la carga óptima, a partir de la cual las propiedades del polímero van deteriorándose.

Los rellenos principales utilizados pueden ser clasificados en dos grupos:

Partículas: Fundamentalmente son productos silíceos; los silicatos; vidrios; calizas; alúmina; óxido de zinc; polvos metálicos y; polímero sintéticos.

Rellenos fibrosos: En este grupo tenemos las fibras celulósicas; las fibras sintéticas, incluidas el Nylon;

fibras de carbono tales como el rayón; y fibras de cristales únicos óxido de aluminio ó berilio, carburo de silicio o de boro, y otros.

2.- Plastificantes.

Con frecuencia se agregan plastificantes a las resinas a fin de reducir sus temperaturas de ablandamiento ó fusión. Es posible plastificar una resina que a temperatura ambiente es dura y rígida a una condición en la cual sea flexible y blanda. Aunque el plastificante disminuye la temperatura de ablandamiento, en el caso de los plásticos dentales la función de este es aumentar la solubilidad del polímero en el monómero y disminuir su fragilidad. Como se deduce, por lo general, los plastificantes reducen la resistencia y dureza del material, así como su punto de ablandamiento.

Se añaden para mejorar la fluidez y por tanto la facilidad de procesado. Se logra mediante la disminución de la temperatura de transición por debajo de la temperatura ambiente, consiguiendo de esta forma un cambio en las propiedades, pasando de ser un sólido vítreo, que es duro y frágil, a un material más blando y flexible. La acción del plastificante es la neutralización parcial de las uniones, o fuerzas intermoleculares secundarias, que normalmente impiden a las moléculas de la resina deslizarse unas sobre otras cuando actúa una tensión sobre el material. Su función podría ser considerada

análoga a la de un solvente. El plastificante, puede ser externo, tal y como se ha descrito anteriormente, ó puede ser interno, cuando dicho agente forma parte constitutiva del alto polímero formado. Un ejemplo sería añadir antes de la polimerización el butacrilato al metacrilato de metilo. Los requisitos básicos de un plastificante deben de ser la compatibilidad, el plastificantes debería ser miscible en el polímero, y la permanencia.

En realidad, los plastificantes mejoran las condiciones de trabajo de los acrílicos a expensas de su calidad.

3.- Pigmentos.

Los pigmentos son colorantes que incluyen una gran variedad de materiales inorgánicos y orgánicos. En general la adición de los pigmentos se lleva a cabo sobre el plástico en polvo, mezclándolos en caliente.

Los colorantes más usados son compuestos de sulfuro de mercurio, sulfuro de cadmio, óxido de hierro o negro carbón. Pueden incorporarse al monómero, antes de la primera polimerización, o, más habitual, al polvo incoloro. Los colorantes no deben de ser tóxicos, ni irritantes, ni cancerígenos. En general, ahora se están reemplazando los pigmentos metálicos por otras combinaciones debido a su toxicidad.

4.- Antioxidantes.

Su papel es la prevención o inhibición de la oxidación de los polímeros. Los plásticos se degradan por la formación de radicales libres, produciéndose una oxidación. Los antioxidantes se combinan con estos radicales libres. En general, son sustancias que se oxidan fácilmente y pertenecen a compuestos de fenoles, aminas aromáticas, ó composiciones de las mismas.

5.- Estabilizadores.

Su papel es la de impedir la polimerización y permitir el almacenamiento prolongado del monómero. El más utilizado es la hidroquinona, la cual se añade en un muy bajo tanto por ciento al líquido. Aparte, la luz y el calor son iniciadores potentes de la polimerización, por lo cual los fabricantes presentan siempre sus plásticos en un frasco opaco y recomiendan mantenerlo dentro de una caja en lugar oscuro y fresco. Aparte, se pueden añadir compuestos que absorben la luz ultravioleta tales como la hidroxibenzofenona.

6.- Retardantes de la llama.

Son retardadores a la inflamación de los plásticos y el más utilizado es el trióxido de antimonio. Aparte, existen

otros derivados del éster de fosfato que se utilizan especialmente en la resinas vinílicas.

4.6.- PROPIEDADES DE LOS PLASTICOS UTILIZADOS COMO BASES PROTETICAS.

Para analizar las propiedades de los materiales plásticos utilizados como bases protéticas, dividiremos el estudio en tres apartados:

a) PROPIEDADES FISICAS MECANICAS.

Las propiedades físicas de un plástico se vinculan con las fuerzas intermoleculares ó las uniones secundarias que mantienen juntas las moléculas para la formación de la macromolécula. Al aumentar éstas, las propiedades físicas también lo hacen, aumentando de esta forma la temperatura de ablandamiento, la resistencia a la tensión, etc.

La mecánica se ocupa de las fuerzas y del movimiento que estas generan cuando se aplican sobre la materia. Si una fuerza actúa sobre un material, el primer fenómeno que se manifiesta es la aparición de movimiento ó la modificación de un movimiento preexistente. Si el cuerpo está inmóvil, aparecerán deformaciones de las partículas materiales. Se consideran propiedades mecánicas el conjunto de comportamientos que exhiben los materiales sometidos a la acción de diferentes cargas, esfuerzos ó fuerzas mecánicas, a las deformaciones producidas y a las repercusiones biológico-clínicas que todo ello puede comportar en el ámbito bucal (38).

Las propiedades físicas son de capital importancia de cara a los resultados finales que vayamos a obtener de la base protética en boca. Así, Williams (28) enumera 6 propiedades físicas mecánicas, aparte de propiedades físicas térmicas, como requisitos que deben de cumplir los plásticos de las bases protéticas para su perfecto funcionamiento en boca. Las propiedades mecánicas que solicita son:

1. Alto límite proporcional: Para asegurar que no se producirá una deformación plástica durante su uso normal en boca.
2. Alta resistencia traccional final: Para evitar la fractura producida por cargas excesivas.
3. Alto límite de fatiga: Esto disminuye en número de fallas por fatiga, más frecuente que el originado por sobrecarga.
4. Buena resistencia al impacto: Para evitar la rotura en caso de caída accidental.
5. Resistencia a la deformación viscoelástica: Para evitar las deformaciones producidas por cargas pequeñas, inferiores al límite elástico, ó “creep”.
6. Módulo elástico razonablemente alto: Para evitar una excesiva flexibilidad.

Entre las propiedades físicas mecánicas, nombraremos como más importantes las siguientes:

a.1.- Resistencia y elasticidad.

Un material ó cuerpo cualquiera puede ser sometido a una fuerza y el resultado será la aparición de movimiento. Pero si dicho material está fijo, aparecerá una deformación ó se romperá. Antes de romperse, se establecen diferentes grados de equilibrio entre las fuerzas exteriores (que pueden ser de lo más diversas, tales como de compresión, tracción, etc) y las interiores (cohesión). Así, cada material tiene una “fuerza interior” específica, que se opone a que el material se deforme ó se rompa y que podemos llamar resistencia (38). Esta definición es aceptada por todos los autores y así, Williams, por ejemplo, afirma que el término resistencia está referido a la tensión que es necesaria para producir deformación plástica ó fractura de un material (28). Por tanto, un material será cualitativamente resistente ó débil según si es necesario aplicar una fuerza grande ó pequeña, respectivamente, para deformarlo ó romperlo.

De cualquier forma, la resistencia es un concepto que engloba varias propiedades físicas mecánicas, tales como la resistencia transversal, la resistencia a la tracción, resistencia a la fatiga, tensión de fluencia, límite elástico ó límite de proporcionalidad.

El concepto de fuerza es el de aquel influjo ó capacidad que al actuar sobre un cuerpo modifica el estado de reposo (ó de movimiento) imprimiéndole una aceleración. La unidad de medida es el newton (N) que se define como

la fuerza que actúa sobre un kilogramo-masa y le proporciona una aceleración de un metro por segundo al cuadrado:

$$N = Kg \times m / seg^2.$$

En general, se denomina carga a la fuerza externa que actúa sobre el material y tensión a otra fuerza igual y de sentido opuesto que se genera en el seno del material. Si se aplica una fuerza (carga) a un material para tratar de obtener una deformación, se generará una resistencia interna (tensión), la cual se medirá en función de la fuerza exterior y de la superficie sobre la que actúe:

$$TENSION = \frac{FUERZA}{SUPERFICIE}$$

La unidad de medida es el pascal (Pa), que representa la tensión que ejerce un newton por metro cuadrado de superficie. Dado que esta unidad es poco adecuada para la odontología, se utiliza el megapascal, que es la tensión que ejerce un newton por milímetro cuadrado de superficie:

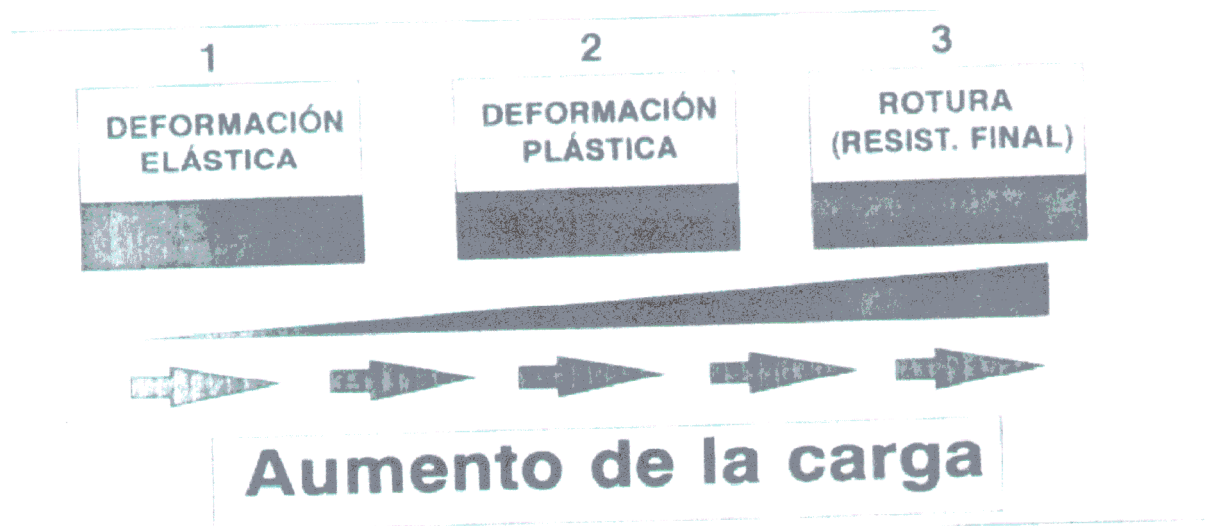
$$MPa = \frac{N}{mm^2}$$

El concepto de deformación se refiere únicamente a los cambios dimensionales (longitudes, volúmenes, etc). Existen dos tipos de deformación, que según la secuencia cronológica son:

1- Deformación elástica: El material se deforma cuando actúa la fuerza, volviendo a su dimensión original cuando deja de actuar ésta.

2- Deformación plástica: Si la fuerza continúa, aumentando en intensidad, el material sigue deformándose, llegando un momento a partir del cual no recupera su dimensión original aún cuando se retire la fuerza, produciéndose un desplazamiento en el material entre sus átomos ó moléculas de manera irreversible.

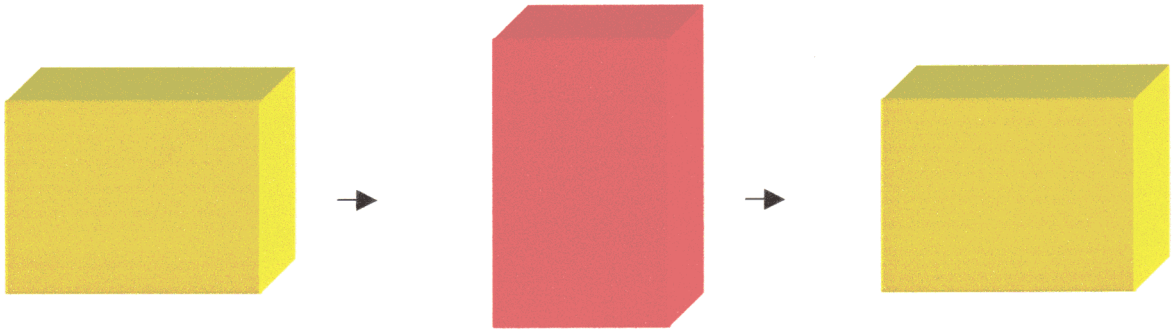
Si la fuerza siguiera aumentando en intensidad, llegaríamos a la resistencia final, momento a partir del cual se produciría la fractura.



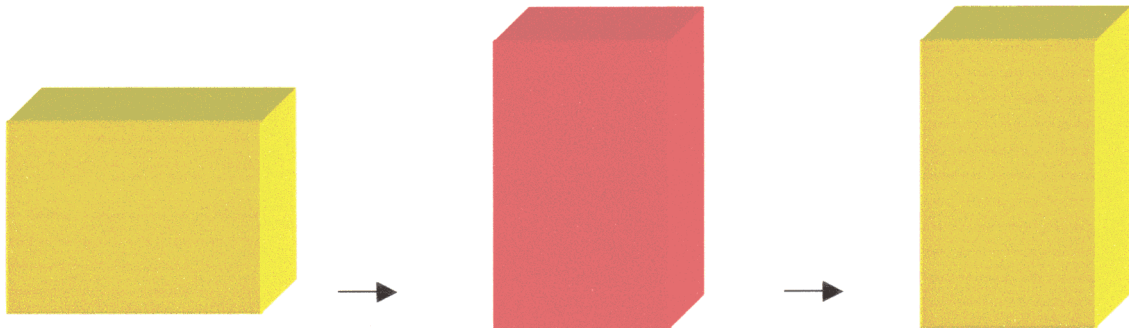
Esquema sacado de Vega del Barrio (38).

Así, la representación gráfica de la deformación originada sería:

1.- Deformación elástica: La deformación desaparece al eliminar la fuerza.



2.- Deformación plástica: La deformación permanece después de eliminar la fuerza.



Además, las fuerzas no solamente son longitudinales, sino que pueden ser tangenciales y combinadas:

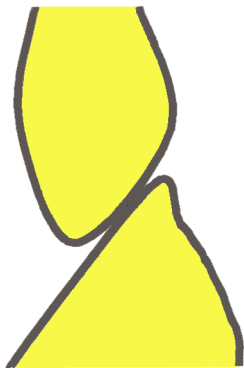


Fig: Ejemplo de fuerza de compresión-cizallamiento.

Los plásticos, por lo general, tienen resistencia mecánica sólo cuando han superado un grado de polimerización relativamente alto, en un margen de cerca de 150 a 200 unidades repetidas. La resistencia aumenta en proporción paralela al grado de polimerización, hasta que se obtiene un peso molecular característico. De esta forma, el número promedio del peso molecular indica la resistencia del plástico, dado que esta íntimamente ligado con el grado de polimerización.

Cuando los monómeros iniciales son asimétricos, la química se hace más compleja, dado que se pueden obtener varios polímeros estructuralmente distintos a partir de las reacciones de adición. Esto influye notablemente en las propiedades físicas. Un ejemplo serían los polipropilenos, en los que si las adiciones ocurren al azar, se obtienen los polipropilenos atácticos, que no se compactan totalmente dando como resultado un polímero gomoso, amorfo y de resistencia relativamente baja. Otras dos posibilidades producen polipropilenos isotácticos (todos los grupos R se

encuentran del mismo lado de la cadena) y sindiotácticos (los grupos R se alternan de un lado a otro). De estos, los primeros tienen un punto de fusión más alto y mayor cristalinidad, lo que produce propiedades mecánicas superiores (13).

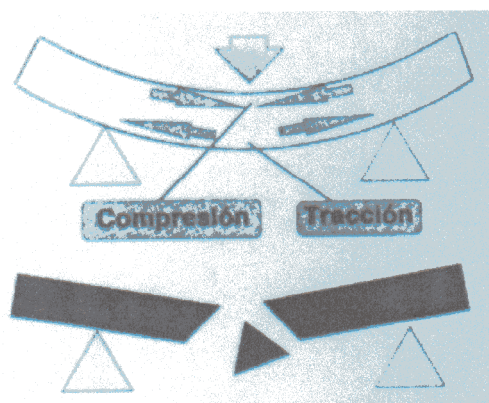
Por tanto, la resistencia de los polímeros para bases protéticas variará de manera considerable según la composición y peso molecular de las mismas. Además, influirá el proceso de manipulación y su funcionamiento posterior en boca.

Para comprender la importancia de las propiedades mecánicas de los materiales dentales es necesario conocer la magnitud de las fuerzas en oclusión. Las fuerzas máximas en oclusión disminuyen de los molares a los incisivos, ya que se establece una palanca de tercer género, siendo la fuerza media en el primer y segundo molares de 578 newtons, mientras que las fuerzas medias en los bicúspides, caninos e incisivos son de unos 311, 222 y 178 newtons respectivamente (33). (En caso de dar los valores en libras, para convertirlos a newtons hay que multiplicar por 4,44).

Los pacientes ejercen menos fuerza sobre prótesis que sobre los dientes naturales. Por ejemplo, cuando se sustituye un primer molar por un puente fijo, la fuerza en oclusión en el lado restaurado es de unos 222 N, mientras que en el lado de dentición natural es de 578 N. Se ha medido la fuerza media en oclusión de las prótesis

parciales y completas, hallándose un valor medio de 111 N; por consiguiente, los pacientes con prótesis completas, solamente pueden aplicar un 19 % de la fuerza que emplean las personas con dentición natural (33).

a.1.1. Resistencia transversal: Curvas de tensión-deformación y resistencia a la fractura. Tensión flexural.



Situación de una fuerza de flexión que origina áreas de compresión y de tracción. Tomado de Vega del Barrio (38).

Se define como la resistencia que ofrece un material a ser deformado ó fracturado cuando se ejerce sobre él una fuerza que produce flexión. Por tanto, es la resistencia a la flexión del material.

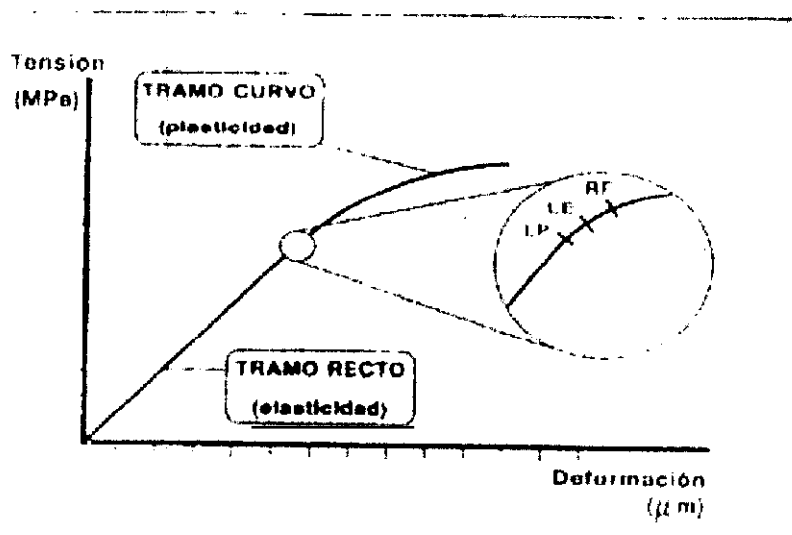
Cuando se aplica una fuerza sobre un material, éste opone una resistencia a la fuerza externa. La fuerza se distribuye en una superficie, y se denomina tensión al cociente de la fuerza y la superficie (33). Por consiguiente, para una fuerza determinada, cuanto

menor sea la superficie sobre la que actúa, mayor será la magnitud de la tensión. Así, se puede observar la relación entre la fuerza, la superficie y la tensión en la tabla adjunta (33):

<i>Relación entre la fuerza, la superficie y la tensión</i>					
Fuerza		Superficie		Tensión	
Libras	Newtons	Pulgadas cuadradas	Milímetros cuadrados	Libras/pulgada cuadrada	Megapascals
25	111	1	645	25	0,1724
25	111	0,1	64,5	250	1,724
25	111	0,01	6,45	2.500	17,24
25	111	0,001	0,645	25.000	172,4
25	111	0,0001	0,0645	250.000	1.724,0

Podemos ver que una fuerza de 111 N, que se puede generar fácilmente en la boca, puede producir una tensión importante, como 172 MPa, cuando la fuerza actúa sobre una superficie reducida. Estas condiciones son habituales en la boca, en la que las zonas de contacto pueden tener 0,645 mm² de superficie (33).

La representación gráfica de la resistencia a la flexión son las curvas tensión-deformación. En ellas, se registra gráficamente la fuerza y la deformación producida, llevándolas a un eje de coordenadas. Las gráficas obtenidas tienen dos partes diferenciadas: Una de ellas es una línea recta y otra curva.



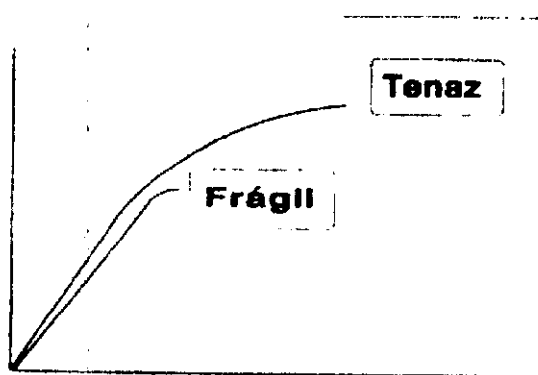
Gráfica de tensión/deformación. LP: Límite proporcional. LE: Límite elástico y RF: Resistencia a la fluencia. De Vega del Barrio (38).

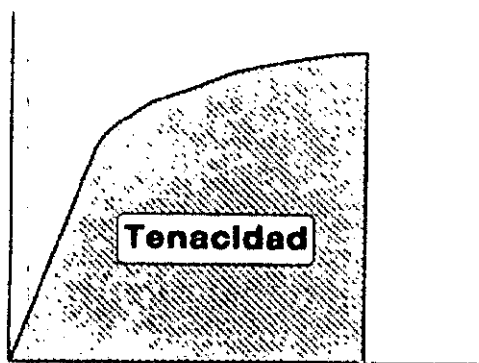
La parte recta representa el tramo elástico, ya que a medida que va incrementándose la carga, en proporciones constantes, se obtiene una deformación también constante, hasta que se alcanza un punto en que dicha proporcionalidad se pierde. Esto es la representación de la ley de Hooke que dice que las tensiones inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas hasta determinado momento en cada material. El final del tramo recto de la gráfica se conoce como el límite proporcional y refleja la tensión máxima sin que se pierda la proporcionalidad entre tensión y deformación.

La parte curva de la gráfica se refiere al tramo plástico, indicando que al retirar la fuerza, el material no volverá a la dimensión original, induciéndose una deformación permanente.

Según la mayor ó menor inclinación de la curva tensión-deformación, nos encontraremos ante un material rígido ó flexible. Así, suponiendo un eje de coordenadas en que las abscisas son la carga y las ordenadas la deformación, cuanto más plana sea la recta más rígido será el material, dado que se necesitará hacer una mayor fuerza para lograr una determinada flexión.

Por otra parte, las curvas de tensión-deformación, nos darán datos acerca de si un material es tenaz ó frágil, entendiéndose por tenacidad la propiedad de soportar una gran cantidad de deformación plástica sin romperse; esto es, cuando su resistencia final está alejada del límite elástico. Un material será frágil, cuando su resistencia final esté cerca del límite elástico, de tal forma, que soporta mal las deformaciones plásticas. Gráficamente, la tenacidad sería la porción rallada debajo de la curva, indicativa de toda la energía que absorbe el material hasta que se rompe.





Representaciones gráficas de la tenacidad. De Vega del Barrio (38)

Los plásticos, antes de fracturarse por efecto de una fuerza transversal, presentan el fenómeno del resquebrajamiento ó "crazing" (23), consistente en un fallo de la estructura no total que puede ocurrir en polímeros amorfos y semicristalinos, dando lugar a una deformación irreversible. Nos encontramos una delgada zona de material altamente deformado y doblado. En esta zona, las cadenas moleculares están alineadas paralelas a la dirección de la fuerza. El fallo puede: Extenderse uniformemente ó bien, crear una fisura que finalmente parta.

En la vida real, el plástico termina partiendo por la formación de multitud de microfisuras por la acción de un efecto mecánico crónico: En el polimetilmetacrilato aparecen sólo cuando hay tensión por tracción. El concepto moderno es que conforman una separación mecánica real de las cadenas de polímeros o grupos de ellas sometidas a tensión por tracción.

En otras ocasiones, las hendiduras se producen como resultado del efecto de un solvente. En este caso, la orientación de las grietas es más irregular. Las uniones cruzadas que presente el plástico, reducen de manera notable este efecto.

Sin embargo, otros estudios aseveran que las cadenas cruzadas tienen un efecto sobre la resistencia a la tracción, resistencia transversal ó la dureza, de poca entidad (11).

Otras veces, el fenómeno puede manifestarse por sí mismo, incluso sin la presencia de estrés mecánico, solamente con el estrés interno presente en todos los materiales plásticos (todos presentan una inestabilidad interna determinada). Así, si bien la deformación que se genera durante la relajación de las tensiones al preparar la prótesis no es de importancia clínica, la liberación de las tensiones superficiales produce grietas ó resquebrajamientos que sí que afectan negativamente a las propiedades finales. De esta forma, la contracción del plástico al enfriarse alrededor de un diente de porcelana, genera una tensión por tracción que puede originar grietas.

Cuánto más bajo es el grado de curado de un polímero sólido, menor es su resistencia. A este respecto, el ciclo de polimerización que se emplea con la resina termocurable es muy importante. En las curvas de tensión-deformación transversal hechas (11), indican el

debilitamiento progresivo y la disminución de la rigidez cuando se reduce el tiempo de curado a una temperatura constante.

La resistencia y rigidez se reduce después de la sorción de agua, como se puede apreciar en la curva anterior. Asimismo, estas propiedades disminuyen si los test se hacen bajo el agua, respecto a si se hace en un medio aéreo.

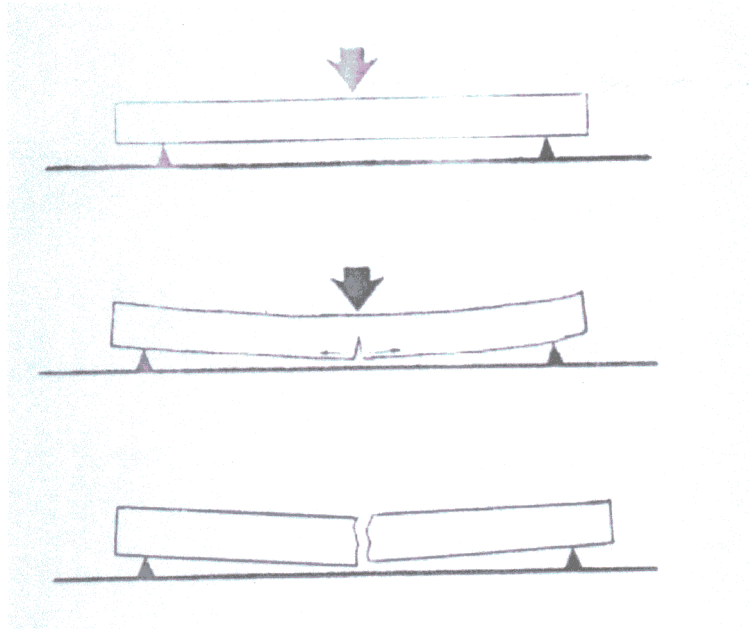
La resistencia a la deflexión transversal para los cuatro tipos de polímeros más utilizados en la confección de bases protéticas está expresada en la tabla I (29).

La resistencia y rigidez máxima de los plásticos autopolimerizables es siempre menor que el de los termocurados, debido al bajo grado de polimerización que se consigue y al mayor nivel de monómero residual.

Las propiedades del plástico, también disminuyen con el acabado de la prótesis, con el uso de abrasivos y agentes de pulido, debido a que el calor que se genera durante el proceso, da origen a una distorsión del plástico al liberarse las tensiones de su proceso. Esto, da origen a que se presente una despolimerización parcial y, por ende, al disminuir el grado de polimerización disminuirá la resistencia y la rigidez. La exotermia que se produce durante la polimerización varía en función del grosor. De ahí que las porciones más gruesas presenten mayor resistencia que las delgadas (por ejemplo, en una prótesis

completa superior, las áreas del reborde serán más fuertes que las palatinas).

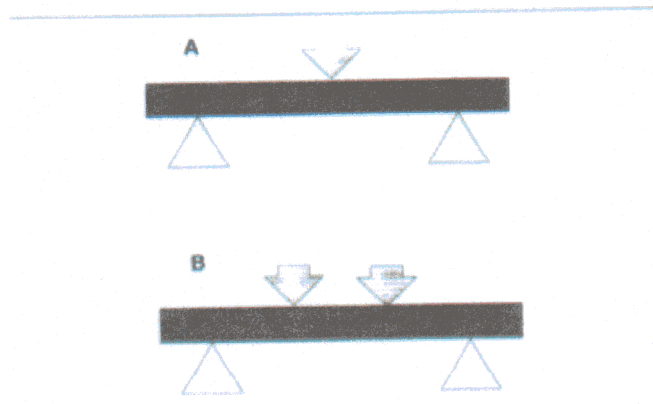
Ensayos por flexión.



Tomado de López Alvarez, J.L. (73).

Las pruebas experimentales para estudiar las propiedades mecánicas de los materiales, reciben el nombre de ensayos mecánicos (38). Las muestras de materiales para los diferentes ensayos, se conocen con el nombre de probetas, las cuales deben reunir ciertas condiciones en cuanto a tamaño, morfología, etc, esto es, deben de estar normalizadas según especificaciones internacionales, dentro de las cuales la más aceptada y reconocida es la normativa I.S.O.

Hay dos tipos de ensayos, denominados ensayos por carga en tres puntos ó por carga en cuatro puntos. Ambas, se realizan sobre probetas con forma de paralelepípedo apoyándolas sobre dos puntos. La carga se aplica sobre la superficie contraria a la del apoyo; bien en un punto equidistante de los dos anteriores (carga en tres puntos); bien en dos puntos, los cuales, a su vez, se encuentran a la misma distancia entre sí que de los puntos de apoyo (carga en cuatro puntos).



Modelo de ensayo con carga en tres y cuatro puntos. Tomado de Vega del Barrio (38).

A esta segunda técnica se le atribuye mayor exactitud, a pesar de ser más compleja, por ser un sector de la probeta y no solamente la porción situada debajo del punto de carga, la que tiene que soportar la fuerza, dando mayor reflejo del comportamiento de la probeta entera (38). Sin embargo, este tipo de ensayo no está incluido dentro de la normativa ISO. Los resultados que se obtienen en los ensayos de flexión en cuatro puntos no son significativamente diferentes a los obtenidos con los

ensayos de tres puntos (63), aunque los valores de estos últimos son un poco mayores.

Las propiedades tensionales para los plásticos de bases protéticas, se miden mediante una prueba de resistencia transversa, tal y como se describe en las normas ISO (20)(21) y en la especificación número 12 de la American Dental Association (22).

La razón de que las pruebas de resistencia se realicen mediante ensayos de tensión transversal en las normas internacionales, se debe a que esta situación se aproxima más al tipo de resistencia aplicada a la base protética en la boca que otro tipo de ensayos tales como la resistencia traccional.

Según los requisitos de las normas ISO, se estipulan ciertas deflexiones mínimas en el centro de las probetas, según la carga que se aplique (20):

Aumento de la fuerza		Deflexión	
transversal			
N		mm	
		mín.	
máx.			
Entre 15 y 35	1		2,5
Entre 15 y 50	2		5

La fuerza de ruptura transversal no será inferior a 55 N para los polímeros del tipo I y tipo III y no será inferior a 50 N para los polímeros del tipo II.

En la nueva normativa que se está elaborando (21), estas deflexiones mínimas y máximas se eliminan y se sustituye por unos valores mínimos de tensión flexural en megapascuales. Los valores mínimos serán:

Polímeros 1,3,4,5	65
Polímeros 2	60

La prueba evalúa como resultado una combinación de propiedades tales como la resistencia a la tracción, a la compresión y el módulo de elasticidad.

Varios autores han estudiado las propiedades mecánicas de los diferentes tipos de materiales para bases protéticas, así, podríamos considerar como valores medios de las características mecánicas los siguientes (29 y elaboración propia):

TABLA 1: CARACTERISTICAS MECANICAS DE LOS DIFERENTES MATERIALES USADOS COMO BASES.

PROPIEDAD	POLIMETIL METACRILATOS	POLIVINILOS	POLIESTIRENOS	RESINAS EPOXY
Resistencia transversal (N)	60-80	60-80	-----	-----
Deflexión transversal a 35 y 50 N (mm)	1,3 4,2-10,5	1-1,8 3,3-5,1	----- 2,9	----- -----
Resistencia a la compresión (MPa)	76	69-76	114	114-140
Resistencia a la tracción (MPa)	55	-----	-----	-----
Alargamiento (%)	1-2	7-10	1-4	<1
Modulo de elasticidad (MPa)	3.800	2.300	3.600	3.100-3.800
Límite proporcional (MPa)	26	29	28	-----
Resistencia a la fatiga (ciclos a 2500 lp ²)	1,5x10 ⁶	1x10 ⁶	4,5x10 ⁶	-----
Resistencia al impacto	60	180	50-60	60-90

(cm/Kg/ cm ²)				
Fluencia en frío (%)	3-5	---	---	---
Dureza (U.H.N.)	16-22	14-20	14-20	16-22

a.1.2. Resistencia traccional y compresiva. Alargamiento.

La resistencia traccional ó compresiva, representan el esfuerzo máximo en tracción ó compresión que puede soportar un plástico antes de romperse. Se registran de la misma forma que los anteriores ensayos, mediante curvas de tensión-deformación.

A veces, es importante realizar los dos ensayos, ya que los resultados pueden ser muy diferentes.

La resistencia a la tracción depende del número de extremos terminales en las cadenas del polímero y varía significativamente con el peso molecular. También influyen el tamaño y la estructura de las esferulitas, rompiéndose a elevados alargamientos los polímeros con esferulitas pequeñas y textura fina.

Cuando se realizan ensayos de tensión-deformación mediante fuerzas de tracción (recuérdese que no están estandarizados por las normas), las curvas que se

obtienen no presentan ninguna zona en línea recta. Los cálculos que se obtienen, si las pruebas se realizan en el aire son: Módulo de elasticidad 24.000 Kg/ cm²; Límite proporcional 275 Kg/ cm² y resistencia a la tensión de 525 Kg/ cm². Al igual que en los ensayos transversales, las propiedades de los plásticos autopolimerizables son menores que los termocurados.

Tal y como se pone de manifiesto en la tabla primera, los cuatro tipos de polímeros más utilizados en la confección de bases, parecen tener una adecuada respuesta a la tracción y a la compresión.

En general, la resistencia a la compresión es un parámetro mucho mayor, que la resistencia a la tracción. Esto quiere decir que los polímeros para bases protéticas soportan mucho mejor las fuerzas compresivas que las traccionales.

El alargamiento, es un dato para medir la resistencia a la tracción consistente en determinar la relación entre el aumento de longitud inmediatamente antes de la fractura de la probeta, y la longitud inicial de ésta, expresándose la relación en tanto por ciento:

$$\% \text{ ALARGAMIENTO} = \frac{\text{LONG.FINAL}}{\text{LONG.INICIAL}} \times 100$$

Tal y como se pone de manifiesto en la tabla, los valores del porcentaje de alargamiento para los polivinilos es más alto que para los polímeros de polimetilmetacrilato ó los poliestirenos, por lo que son

considerados más tenaces, al soportar mayores deformaciones antes de su fractura. La mayor fragilidad, la presentan las resinas epoxy, creyéndose que la razón de esto es su estructura de tipo entrecruzado.

Ensayos por tracción.

En los ensayos por tracción, se aplican dos fuerzas opuestas entre sí alejándose sobre la misma recta. El aumento de longitud se acompaña de reducción del diámetro de la probeta, estableciéndose la relación de Poisson, la cual dice que, durante el periodo elástico, la disminución de la sección es proporcional al aumento de longitud, estableciéndose una relación constante y específica de cada material. En la fase plástica, la reducción de la sección es permanente.

Existe un ensayo indirecto de tracción, que se aplica para materiales frágiles, consistente en la compresión de un cilindro, en el sentido de su diámetro, apareciendo deformaciones laterales que pueden ser equiparables a las fuerzas de tracción.

Ensayos por compresión.

Se tratan de ensayos en los que dos fuerzas opuestas entre sí se aproximan sobre la misma recta. Las fuerzas compresivas producen en los materiales la deformación conocida como maleabilidad.

Por lo explicado anteriormente, no son ensayos que estén incluidos en las normas internacionales, por lo que no exigen un tamaño y tipo de probeta específicos, así como un método de ensayo determinado. En general, para los ensayos de tracción se utilizan probetas cilíndricas ó planas alargadas, con los extremos engrosados, mientras que para los ensayos de compresión diametral se suelen usar probetas cilíndricas (29).

a.1.3. Módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad es un valor constante que se obtiene al dividir sucesivamente cada valor de tensión por el valor de la deformación que produce, mientras se cumple la ley de Hooke (tramo recto de la curva ó tramo elástico). Se obtiene un valor típico para cada material y se le denomina también módulo de Young.

Los plásticos utilizados en odontología tienen un módulo de elasticidad relativamente bajo, lo que condiciona el diseño de la prótesis: Dado que las prótesis no deben distorsionarse de forma significativa bajo la acción de las cargas masticatorias, la base de la prótesis no debe construirse con un grosor inferior a 1 mm (14). Hay que resistirse a la tentación de reducir este grosor para mejorar la tolerancia y comodidad del paciente, ya que el aumento de flexibilidad conduce a la concentración local de cargas y a la reabsorción localizada y acelerada del

reborde residual. La fractura por fatiga, que es el resultado de la flexión constante a lo largo de la zona más débil de la base de la prótesis, también es más probable. La resistencia al impacto de los materiales base de prótesis ha recibido también considerable atención, aunque la causa más habitual de fractura es la fatiga y no el impacto.

El módulo de elasticidad disminuye cuando el polímero se satura con agua y aumenta la temperatura. La proporción de disminución del módulo es mayor según nos vamos acercando a la temperatura de transición del vidrio.

Según la resistencia y rigidez máxima de los plásticos autopolimerizables es siempre menor que el de los termocurados, debido al bajo grado de polimerización que se consigue y al mayor nivel de monómero residual, la diferencia de módulo elástico entre ellos no es mayor (11), con valores que coinciden en parte entre los dos grupos. El módulo de elasticidad a 37 °C para un plástico convencional termocurado hidrosaturado es de 2500 Kg/cm², mientras que para los plásticos autopolimerizables esté cerca de los 2200 Kg/cm², con variación considerable si existe un agente de cadenas cruzadas.

a.1.4.- Límite proporcional.

Este factor representa la fuerza máxima a la cual la tensión y la deformación ofrecen una interrelación lineal. Es el final del tramo recto de la gráfica de tensión-deformación.

Está íntimamente relacionado con la resistencia a la flexión y tracción, con el alargamiento y con el módulo elástico. Quiere decir que un plástico con un límite proporcional bajo comenzará a mostrar una deformación permanente a tensiones bajas; si por el contrario, el límite proporcional es alto, se requerirá una tensión grande para producir una deformación permanente del mismo antes de que se produzca la ruptura, indicando, por tanto, una seguridad mayor de que no se produciría una deformación plástica durante el uso de la prótesis.

De lo dicho, se concluye la necesidad de confeccionar las prótesis con materiales de alto límite proporcional, dado que así garantizaríamos la no deformación plástica ante las fuerzas masticatorias, deformación que nos llevaría a una pérdida de retención ó a un aflojamiento de los dientes colocados.

Respecto a los materiales, tal y como se ve en la tabla, los polimetilmetacrilatos, los polivinilos y los poliestirenos presentan valores aproximadamente iguales.

a.1.5.- Resistencia a la fatiga.

Las prótesis, además de estar sometidas a impactos ó fuerzas de gran intensidad de manera momentánea, también están sometidas a fuerzas de menores intensidades pero de manera repetitiva. Según el principio de superposición de Boltzman, las fuerzas repetitivas son sumatorias y conducen a una deformación permanente ó a la fractura. Por tanto, se entiende por fatiga mecánica el fenómeno por el cual un material se rompe después de haber sido sometido a un ciclado, más ó menos prolongado, de cargas siempre muy inferiores a la carga necesaria para producir su ruptura, durante un ensayo de resistencia total (38).

Así, este concepto es importante desde el punto de vista práctico, pues dependiendo de los valores que presenten los materiales, exhibirán una mayor ó menor estabilidad y duración las prótesis en la boca. Además, se cree que la fatiga producida por las tensiones repetidas es la causa de la mayoría de los fallos de las prótesis en boca.

Existen fundamentalmente dos tipos de valoraciones con respecto a la fatiga:

- 1- El límite de fatiga, que sería la máxima fuerza que puede ser aplicada, de una manera repetitiva e indefinida, sin producir la rotura de la probeta.

2- La resistencia a la fatiga, que es el número de ciclos repetitivos, a una determinada tensión, necesarios para producir la ruptura de la probeta.

De los dos índices mencionados, el más interesante a efecto de las bases es el que relaciona la tensión con el número de ciclos repetitivos necesarios para la fractura, esto es, la resistencia a la fatiga.

En la tabla, se pone de manifiesto que los poliestirenos son los que presentan un mayor valor de resistencia a la fatiga, aunque los otros dos materiales presentan unas cifras razonables para su uso en boca.

a.2.- Dureza y resistencia al impacto.

La dureza es la resistencia de una material al corte ó indentación (33). Cabría esperar que la dureza guardase relación con el límite de elasticidad; sin embargo, esta propiedad es compleja y en general no existe relación directa entre ambos parámetros. La única excepción está en la comparación de materiales del mismo tipo.

La dureza, es una propiedad física con menor relevancia en el comportamiento de las bases protéticas que la resistencia transversal ó la elasticidad.

El número de dureza Knoop de los plásticos autopolimerizables está entre 16 y 18, mientras que el de los termopolimerizables se encuentra sobre los 20. Estas diferencias en realidad, no son relevantes.

Ensayos de dureza.

Generalmente, para indicar la dureza de los materiales dentales se emplea la escala de dureza Knoop. Para los composites y los plásticos, se puede usar la escala de dureza Rockwell.

El índice de dureza Knoop se consigue midiendo la longitud de la diagonal mayor del corte producido por un cortador de diamante y calculando el número de kilogramos que se necesitan para obtener un corte de 1 mm². Por consiguiente, canto mayor sea la muesca, menor será la dureza.

Para averiguar el índice de dureza de Rockwell, se suele practicar una muesca con una bola de acero y se mide la profundidad de la indentación. La bola que se utiliza para los composites en la prueba tiene un diámetro de 1,25 cm, y es intencionadamente grande para que actúe sobre ambas fases del composite.

Revisando la literatura, nos encontramos con diversos sistemas empleados por los autores para el estudio de esta:

- Así, Rodford (34) utiliza el test de impacto de Hounsfield con muestras preparadas en forma de rodillo y testadas para darnos la resistencia al impacto en pies-libras que posteriormente se convertían a julios.
- Por otra parte, Szabo (35) también utiliza como test de impacto la máquina para test de impactos plásticos

Hounsfield (Tensometer Ltd, Croydon, UK) utilizando 10 especímenes de cada material. Los especímenes utilizados por él eran de 6,35 x 6,35 x 45 mm.

- En otro trabajo de este mismo autor (36), describe con mayor amplitud los métodos para el estudio de la dureza en los plásticos dentales: Explica que los recubrimientos de las resinas acrílicas son viscoelásticos, la dureza a la indentación se complica por el hecho de que la profundidad de la penetración varía con la duración de la aplicación de la carga. Los test de dureza descritos por él son los siguientes:

1.- La máquina para test de microdureza servo-operada Wallace: Presenta un diamante piramidal Vicker's como indentor. Este instrumento mide la profundidad de penetración en un espécimen en un tiempo determinado. En el caso de este autor, utilizó una carga de 300 grs y un tiempo de 15 seg.

2.- Test de dureza superficial Rockwell: Media bola es utilizada como indentor con un tiempo de indentación de 10 minutos. En este caso, se aplican 30 kg de carga.

3.- Equipo para el test de dureza Zwick T 3212B con un indentor Knoop. En este test la dureza viene determinada por la cantidad de carga y por la diagonal más larga de la impresión producida por un diamante de base romboidal utilizado como indentor con un ángulo de 172°. La carga que empleó el autor fue de 500 grs.

4.- El péndulo de Albert-Konig: Este test no es un test de indentación (es una excepción). Se trata de un

péndulo que se mueve sobre la superficie del polímero, midiendo el desplazamiento sobre una escala calibrada. Cuanto mayor es el número, mayor es la dureza del material.

- Otros autores como Devlin (37), después de someter unos especímenes de 50 mm de longitud, 10 de anchura y 2,5 de espesor al test de resistencia a la flexión y fracturarlos, estudió con los fragmentos resultantes la dureza en cinco superficies diferentes de cada fragmento mediante un instrumento de dureza Wallace (Wallace, Croydon, UK). Este, medía la profundidad de penetración de un instrumento penetrante en forma de diamante Vickers. Los números de dureza Wallace, ó profundidades de penetración, eran convertidos en valores de penetración recíprocos, en mm^{-1} , de tal forma que el parámetro resultante se incrementaba al incrementarse la dureza.

- Por último, Del Río (30) utiliza un durómetro de Zwick tipo "A" con una punta de penetración de 1,10 mm de diámetro y un ángulo de punta de 35° y un calibrador Zwick que consiste en una balanza, uno de cuyos platillos va adosado a un dispositivo de sujeción del muelle y que permite su estiramiento; en el otro platillo se colocan las pesas para equiparar las fuerzas.

La resistencia al impacto se realiza mediante mediciones de la energía que absorbe la probeta de ensayo durante la rotura y depende de factores tales

como el tamaño de la muestra y su geometría, la distancia entre los soportes de la muestra y la presencia ó ausencia de grietas, así como de algunas propiedades mecánicas.

La resistencia Charpy al impacto de un polímero termopolimerizable es de aproximadamente 0,98 a 1,27 joules, mientras que las de un autopolimerizable es de 0,78 (11).

Conviene tener una alta resistencia al impacto, para evitar las roturas, fundamentalmente fuera del medio bucal, por caídas accidentales, fundamentalmente durante su limpieza.

En el trabajo de Price (60), se describe el uso de agentes de cadenas cruzadas mezclados con el polímero de poli(metilmetacrilato) lineal. Con determinados agentes, tales como el PEG 600 DMA, no se encontró la disminución a la resistencia al impacto que es habitual, mientras que de esta manera se disminuía la solubilidad.

a.3.- Escurrimiento.

Los plásticos para bases protéticas son viscoelásticos. Cuando se someten a una carga constante para observar una tensión en función del tiempo, muestran un escurrimiento primario ó secundario después de la tensión elástica instantánea inicial. La secundaria aumenta con el incremento de temperatura, tensión,

monómero residual, plastificantes y agentes de cadenas cruzadas.

También se denomina fluencia ó corrimiento en frío y, en definitiva, se trata de una deformación permanente a tensiones muy por debajo del límite proporcional, cuando se mantiene la carga durante un periodo considerable de tiempo.

Aunque la proporción de escurrimiento de los polímeros acrílicos termopolimerizables y autopolimerizables son muy similares a una tensión baja (95 Kg/cm²), en las segundas aumenta con mayor rapidez (11). En los polimetacrilatos de metilo, la cifra oscila entre el 3 y el 5%.

b.- PROPIEDADES FISICAS NO MECANICAS.

b.1.- Propiedades térmicas.

Al igual que todas las propiedades físicas en general, las propiedades térmicas de los polímeros dentales vienen dadas por su estructura y composición. La estructura amorfa ó parcialmente cristalina de los polímeros y la movilidad de las moléculas y segmentos moleculares, influyen decisivamente en este tipo de propiedades.

A temperaturas muy bajas, los plásticos son quebradizos. Según la temperatura va subiendo, se alcanza un intervalo térmico, a partir del cual el material presenta cierta elasticidad (estado viscoelástico). Esta zona de transición viene caracterizada por un aumento brusco del coeficiente de dilatación y del calor específico del polímero. En este intervalo térmico las ramificaciones laterales y los segmentos moleculares de las cadenas polímeras empiezan a moverse libremente (movimiento microbrowniano libre). La transición entre el estado vítreo y el estado viscoelástico recibe el nombre de punto de transformación de segunda especie, vítreo ó de enfriamiento.

Según se va aumentando la temperatura, las fuerzas de cohesión que mantienen unidas las moléculas entre sí son superadas, empezando a moverse éstas hasta un punto en el que se mueven libremente llamado zona de reblandecimiento ó ablandamiento.

Cuando una resina termoplástica se hace lo suficientemente blanda como para no alterarse, se dice que alcanza su temperatura de ablandamiento ó moldeado. El peso molecular del polímero determina esta propiedad, de tal forma que a mayor peso molecular del mismo, más alta es la temperatura de ablandamiento. Las cadenas laterales de la molécula del monómero, por lo general, producen un polímero más débil, con temperaturas de ablandamiento más bajas en

comparación con las propiedades similares de un polímero cuya estructura de cadenas sea rectilínea. Sin embargo, si las cadenas son de unión cruzada, aumenta la resistencia.

Finalmente, llega un momento en que se llega al estado fundido, en el que se empiezan a romper las valencias principales, originándose una descomposición sin que se llegue a alcanzar el estado gaseoso.

Los polímeros utilizados como bases protéticas deberán de tener un comportamiento térmico capaz de soportar las temperaturas de los fluidos calientes que se puedan ingerir, no sufriendo ablandamiento ó deformación con estos. Asimismo, deberán ser evitados los calentamientos excesivos de las prótesis secundarios al acabado y pulido (tercera causa de deformaciones y desajustes según vimos al principio).

Como propiedades térmicas más importantes a valorar en los polímeros de bases protéticas, podemos destacar las siguientes:

b.1.1.- Coeficiente térmico de expansión.

Se define como la expansión que acontece por unidad de longitud ó unidad de volumen al producirse en el material una variación de un grado centígrado en la temperatura. Se trata pues de la dilatación térmica que sufre el material.

Es una de las propiedades térmicas más importantes de las bases protéticas dado la importancia del cambio

dimensional que acontece desde la temperatura de curado hasta la temperatura ambiente.

Existen dos tipos de coeficientes de expansión térmica, uno lineal y otro volumétrico, según se valore en uno ó en otro sentido. El coeficiente de expansión volumétrico suele ser el triple respecto al lineal.

Idealmente, sería deseable que el coeficiente de expansión de los polímeros utilizados fuera similar al de la mucosa bucal y al de los dientes artificiales. Por desgracia, esto todavía no se ha conseguido: Los coeficientes de expansión de los polímeros de bases protéticas varían entre 60 a 90 x 10⁻⁶, no existiendo diferencias significativas entre los cuatro tipos de plásticos comúnmente utilizados según se puede ver en la tabla adjunta.

Estos coeficientes son valores muy altos (el oro y la amalgama tienen la quinta y la cuarta parte, respectivamente), por lo que tendrán una significación clínica en relación con los cambios de temperatura. Así, una prótesis puede tener un ajuste exacto al modelo a temperatura ambiente y no hacerlo tan exactamente a la temperatura bucal.

b.1.2.- Calor específico.

Se define como el calor necesario para elevar 1° C la temperatura de 1 gramo de plástico, cuando la presión permanece constante. Esta propiedad está íntimamente ligada a la conductibilidad térmica. Como unidad se

utiliza la caloría, que es la cantidad de calor necesaria para elevar la temperatura de un gramo de agua desde 14,5 a 15,5 °C a la presión de una atmosfera.

Los calores específicos de los plásticos utilizados como bases son muy análogos entre sí, encontrándose los valores entre 0,2 y 0,35 cal/°C/gr.

Tanto en la valoración de la dilatación térmica, como en la del calor específico, existe un intervalo térmico. El intervalo es relativamente estrecho y en él se produce un aumento repentino de los dos, constituyendo el punto vítreo ó de enfriamiento del polímero considerado.

En los polímeros lineales, el punto de enfriamiento queda a temperaturas muy bajas (polietileno: -60 a -90°C), mientras que en los polímeros con cadenas laterales, el punto de transformación se encuentra a temperaturas más altas (poliestireno 95-100 °C). Así, otro efecto de las uniones cruzadas sobre las propiedades físicas del plástico final son la de aumentar la temperatura de transición del vidrio (ya vimos que aumentaban la resistencia y disminuían la solubilidad y la absorción).

Es también conocido que el aumento del grado de polimerización produce al principio una elevación de la temperatura de transformación, aunque por encima de un peso molecular de aproximadamente 40.000, no se observa ya un aumento apreciable.

Las dos propiedades anteriores son estudiadas por Klappert (81) así como su influencia en la unión entre metal y resina.

b.1.3.- Conductibilidad térmica.

Es la propiedad que permite la transmisión del calor a través del material a estudiar. Clásicamente se define como la cantidad de calor, en calorías, capaz de atravesar un material de un centímetro de espesor, de un centímetro cuadrado de superficie y producir, en un segundo, una diferencia de temperatura entre las dos superficies, de un grado centígrado.

Idealmente, sería deseable que el material con el que se confecciona la base, tuviese una conductibilidad térmica relativamente elevada, de tal forma que el portador experimentase la sensación asociada con la presencia en la boca de una determinada temperatura. Sin embargo, los plásticos dentales son malos conductores del calor y la electricidad como se puede ver en la tabla adjunta (los valores representan, al menos diez veces menos que los que presenta la dentina humana ó las aleaciones de cobalto).

La baja conductibilidad térmica de los plásticos utilizados como bases protéticas va a incidir fundamentalmente a tres niveles:

- 1.- Al realizarse la transmisión de calor de una manera lenta, deberá ponerse especial cuidado en evitar las altas temperaturas en la polimerización, pues las cantidades

grandes de calor no se transmitirán rápidamente a las zonas circundantes y a las paredes de la mufla, por lo que el monómero presente en el material se evaporará y generará unacrílico con un alto grado de porosidad.

2.- La baja conductibilidad térmica de los plásticos de las bases se va a traducir en una actuación a manera de aislantes entre los tejidos orales y las materias frías ó calientes introducidas en la boca.

3.- La baja conductibilidad térmica, tendrá como contrapartida favorable una disminución de los cambios dimensionales secundarios a variaciones de temperatura.

b.1.4.- Temperatura de distorsión.

Es la medida de la capacidad de un plástico para resistir una distorsión dimensional originada por los cambios de temperatura. En la práctica, estas temperaturas son lo suficientemente elevadas como para no tener interés, salvo en el sentido de aconsejar reparar las prótesis con polímeros auto y no termocurados.

b.2.- Propiedades de superficie: Porosidad.

En todos los polímeros que vamos a procesar en el laboratorio para la confección de bases protéticas, nos vamos a encontrar una mayor ó menor porosidad. Nuestra meta será la de que ésta sea la menor posible,

dado que siempre nos afectará negativamente respecto a las propiedades físicas de nuestros plásticos.

Los poros pueden aparecer en la superficie ó bien, la porosidad puede ser interna. En el primer caso, nos dificultará una limpieza adecuada, dando a la prótesis un aspecto desagradable. Cuando la porosidad es interna, nos originará un debilitamiento de la estructura, dado que cada poro interno es un espacio donde se concentra la tensión, deformándose la prótesis al liberarla.

El defecto se puede producir por varias causas durante la elaboración de la base de la prótesis:

1.- Una primera causa es la vaporización del monómero ó de los polímeros de bajo peso molecular, cuando la temperatura sobrepasa el punto de ebullición de éstos. Este tipo de porosidad no es igual en todas las secciones de la estructura. Se encontrará predominantemente en la porción gruesa de la prótesis: Estas zonas son más propensas a alcanzar mayores temperaturas. Por el mismo motivo, las zonas más cercanas a los bordes de la mufla presentarán una menor porosidad, dado que la superficie metálica de ésta, eliminará el calor generado de una manera más rápida. Así, es más fácil encontrar una mayor porosidad en las zonas distolinguales de una prótesis inferior que en las vestibulares, que están más cercanas a la pared metálica.

2.- Una segunda causa de porosidad es la falta de homogeneidad en la masa plástica ó gel en el momento de polimerizar. Dado que es muy difícil conseguir una perfecta homogeneidad en las mezclas de polvo y líquido con las técnicas convencionales de laboratorio, es probable que algunas partes contengan más monómero que otras. Dichas zonas se contraerán más durante la polimerización que las adyacentes y esa contracción localizada tenderá a producir burbujas. Este tipo de porosidad se puede disminuir asegurando la mayor homogeneidad posible en la mezcla; empleando proporciones adecuadas de polvo y líquido y; empacando la resina en estado pastoso (tercer periodo de la polimerización), momento en el que presenta mayor homogeneidad que en el viscoso (segundo periodo). Hay que tener en cuenta que la homogeneidad del gel tiene relación directa con el tiempo de formación de la pasta, regulando este factor la composición y peso molecular de las esferas del polímero. En el caso de los polímeros recientes que se mezcla el monómero con tanta fluidez que se vacía inmediatamente en el molde, se establece un tiempo mínimo para alcanzar el estado pastoso y así poder garantizar un mínimo de homogeneidad.

También esta es la causa en la mayoría de las ocasiones de la porosidad que aparece en los polímeros autocurados: Las inclusiones de aire que se incorporan durante la mezcla y el vaciado.

3.- Un tercer tipo de porosidad se origina en la falta de presión adecuada durante la polimerización ó por introducir una cantidad escasa de polímero en el molde. En este caso las burbujas no son esféricas, sino irregulares, manifestándose tanto en la superficie como en el interior de la prótesis (24). Pueden ser tan numerosas que confieran un aspecto blanquecino a la prótesis, quedando la resina pigmentada de un color más pálido.

Ensayos para el análisis de la microporosidad:

La normativa ISO 1567 no normaliza los ensayos a efectuar para estudiar la microporosidad de estos materiales.

Se puede estudiar la porosidad en superficie ó en masa. Dentro de la primera, se puede optar por estudiar la porosidad del material tal y como sale de la mufla, esto es, sin pulir; ó bien, se puede estudiar la porosidad en superficie después del proceso de pulido. Respecto a la porosidad en masa, se estudia mediante el corte de una probeta y el análisis de la porosidad en el espesor de la misma.

Para estudiar la microporosidad en superficie sin pulir, se realizará con la probeta sin ningún tratamiento desde que sale de la mufla salvo una limpieza mediante chorro de agua y posterior inmersión en agua destilada durante 24 horas. En el momento del estudio, se seca la plancha

mediante aire comprimido libre de aceite y se coloca en un microscopio de reflexión.

Para estudiar la microporosidad en superficie pulida, se realizaría previamente al análisis un proceso de pulido acorde con las recomendaciones de cada fabricante.

Un método para estudiar la microporosidad en cualquiera de sus variantes, sería la técnica descrita por Del Río (30), mediante la cual, a 470 aumentos, se enfoca la muestra y tras ajustar la temperatura de color y la exposición, se realiza una fotografía de cada espécimen con la cámara adosada al microscopio, fotografiándose también una regla micrométrica de 1 mm. con subdivisiones de hasta 0,01 mm. Posteriormente, se superpone a la fotografía un papel milimetrado con un cuadrado marcado de 4,7 mm de lado, correspondientes a 0,1 mm² en la realidad, y se procede al conteo de los poros. Por último, mediante la fotografía de la regla micrométrica y un compás de puntas, se miden 10 poros para obtener un tamaño medio de los mismos, pudiéndose posteriormente obtener un volumen aéreo aproximado del material y una relación aire-sólido.

b.3.- Propiedades ópticas.

Desde nuestro punto de vista, nos importa especialmente la capacidad de tinción que tienen los

plásticos utilizados como bases protéticas y su estabilidad del color.

Respecto al primer asunto, ya se comentó que actualmente, todos los polímeros utilizados llevan añadidos a su composición una serie de tintes para adecuarlos estéticamente a su función. La mayoría de los tintes utilizados son inorgánicos ó fibras sintéticas, ya que los orgánicos presentan una menor estabilidad en el tiempo. Los polímeros deben de presentar una translucidez natural (un material traslúcido se caracteriza por dejar pasar parcialmente la luz y deja percibir mal a su través los objetos y los colores).

Respecto a la estabilidad de color, se requiere según la especificación número 12 de la ADA (22) que una probeta expuesta durante 24 horas a una fuente luminosa combinada de filamentos de tungsteno y un arco de mercurio con una potencia de 400 W, no ofrezca sino ligeros cambios en el color cuando se la compara con el espécimen original.

La estabilidad de color para los diferentes materiales utilizados como bases es, en orden decreciente: Polimetacrilatos de metilo; Poliestirenos; Polivinilos; Resina epoxi (serían las únicas en las que esta propiedad podría no dar los mínimos exigidos).

Dentro de las resinas acrílicas, las autopolimerizables no presentan en ocasiones estabilidad del color,

mostrando una gran diferencia en este aspecto respecto a las termopolimerizables.

Ensayos de tinción.

Los ensayos de tinción tampoco están regulados por la normativa ISO 1567.

Revisando la literatura existente al respecto, se han encontrado varios trabajos al respecto, siendo el de May (31) el que mayor rigor científico nos parecía que tenía en su metodología.

En este trabajo, los autores preparan unas muestras circulares de 50 mm de diámetro por 1 mm de grosor. Estas, fueron hidratadas por un periodo de 30 días en agua destilada, siendo entonces desecadas hasta un peso constante. El cambio de color fue determinado utilizando como maquinaria una Minolta Chroma Meter II con procesador de datos DP-100 (Minolta Camera Co., Ltd., Osaka, Japon) para cuantificar el color de las muestras y calcular la diferencia del color base de éstas antes y después de 100 y 300 horas de exposición a condiciones de envejecimiento acelerado. Las mediciones se efectuaron en tres zonas seleccionadas en el centro de las muestras, calculándose la media de las tres para cada material. Después de la medición del color inicial, las muestras fueron introducidas en una cámara (Weather-O-Meter 25 WR, Atlas Electronic Device Co., Chicago, III.) y fueron expuestas a radiación de luz de espectro

ultravioleta/visible de una lámpara de Xenon de 2500 W a una humedad del 90% y 110 °C de temperatura. Las muestra fueron rociadas 18 minutos cada 102 minutos de acuerdo al test ASTM D2565 para envejecimiento prematuro de polímeros. Después de 100 y 300 horas de envejecimiento, las medidas de color de todas las muestras fueron repetidas.

Otros autores emplean una metodología más sencilla. Así Khan (32) realiza unos test de tinción con bloques de 72x25x3 mm en soluciones preparadas con 800 ml de agua destilada a 100 ° C a la que se le añadía una bolsa grande de té Lipton (8 grs). La bolsa de té permanecía en el agua durante 5 minutos y posteriormente se la añadía 0.1 grs de "sodium azide" como agente antibacteriano y antifúngico. Los especímenes eran introducidos en la solución e incubados a 37°C±1°C y 50 °C±1°C. Todos ellos eran fotografiados cada 10 días durante un periodo de 2 meses. El grado de tinción era determinado por comparación visual de las fotografías antes y después de la inmersión en la solución en cada periodo de tiempo.

Otro autor (30) mide la luminancia del color de los plásticos por reflexión de la luz incidente, para obtener así una valoración de la luminosidad en superficie del material puro y después teñido, considerando esta tinción como un fenómeno de depósito en superficie, con lo cual despreciamos la influencia del grosor de las muestras, además de estudiar en sí la luminosidad real que el observador aprecia. Para ello, estudia la

luminosidad de las planchas recién fabricadas mediante los datos que proporcionaba una célula fotoeléctrica al someter las muestras a un foco de luz incidente de 200 watos. A continuación, las introducía en una mezcla de 20 gramos de tabaco negro en 1 litro de agua destilada ó bien en una solución de 10 grs de té por 1 litro de agua destilada, incubándolas durante 48 horas a 37°C, para posteriormente evaluar las muestras en las mismas condiciones.

b.4.- Radiopacidad.

La radiolucidez es la mayor ó menor permeabilidad que ofrece un material a ser atravesado por los rayos X.

Es una propiedad de indudable interés clínico y que se debe de exigir en los polímeros utilizados como bases, dada la importancia que adquiere esta propiedad en caso de deglución ó inhalación accidental de fragmentos en caso de accidentes.

De todos los materiales utilizados para este fin, son las sales de metales pesados y las fibras de cristal, los materiales más ampliamente difundidos. Se da por hecho, el que los aditivos utilizados, no deben alterar el resto de las propiedades físicas de los polímeros.

c. PROPIEDADES QUIMICAS.

c.1.- Contracción de polimerización.

Los plásticos tienen una elevada estabilidad dimensional, objetivo a lograr en la confección de las bases protéticas. Aunque esto es así, la estabilidad dimensional se ve afectada por tres factores (14):

1.- La contracción de polimerización: El plástico se contrae con la polimerización. Esta se puede minimizar a través de diferentes técnicas de manipulación, como veremos más adelante, tales como la inyección continua ó los procesos de termocurado en sustitución de los de autocurado, de tal forma que sólo sea perceptible en la bóveda del paladar. De cualquier forma, siempre se crearán fuerzas internas en la base polimerizada.

2.- El plástico se expande con la absorción de agua: En los polímeros acrílicos, la absorción de agua está alrededor del 2 % del peso del agua en el acrílico. Esto solo adquiere importancia cuando se deja secar la prótesis repetidamente fuera del ambiente oral, lo cual produce agrietamiento y distorsión de la base de la prótesis.

3.- El plástico se distorsiona cuando se expone a altas temperaturas: Esto solamente ocurre cuando deja de advertirse al paciente que no limpie la prótesis con agua

muy caliente ó cuando se produce una concentración local de calor a causa de procedimientos de pulido poco cuidadosos.

Vamos a ver el primer apartado de ellos: Uno de los factores que más van a determinar el éxito de la prótesis va a ser la fidelidad con la que consigamos adaptar a la mucosa las bases. Respecto a esto, debemos conocer que es imposible obtener una absoluta precisión en la reproducción del modelo, debido fundamentalmente a la contracción que tiene lugar durante el proceso de polimerización.

Cuando se produce el proceso de curado se produce una contracción volumétrica debido al cambio de densidad del monómero. Así, cuando el monómero de metacrilato de metilo polimeriza, la densidad cambia de 0,94 a 1,19 g/ cm³, produciendo este cambio una contracción volumétrica del 21 %. Esta contracción de polimerización sería incompatible con la exactitud de las bases si se produjera íntegramente y es la explicación a que los polímeros empleados como bases protéticas sean presentados por las casas manufactureras en forma de prepolímeros.

Cuando se mezcla una resina acrílica polvo-líquido termopolimerizable convencional, aproximadamente una tercera parte de la masa es el monómero líquido, por lo que la contracción de volumen que se calcula es un tercio de la anterior, esto es, entre el 6 y el 8%.

Estos valores de contracción volumétrica son semejantes para los polivinilos, ya que utilizan aproximadamente las mismas proporciones de monómero-polímero. Sin embargo, los valores cambian sustancialmente en los poliestirenos y en las resinas epoxy. En los primeros, como se inyecta el poliestireno totalmente polimerizado, no se produce contracción de polimerización. En el segundo, dado que la proporción monómero-polímero es mucho menor, la contracción de polimerización ronda el 2% en volumen.

La contracción se distribuye de manera uniforme en todas las superficies, por lo que no afecta al ajuste a los tejidos de manera evidente.

La contracción volumétrica por la polimerización, contribuye de una manera escasa a la contracción lineal. El método para la medición de la contracción lineal es la medición entre dos puntos lo más separado posible antes y después de la polimerización. Esto, como se comprenderá, determina de una manera capital el ajuste posterior de las bases. Mediante cálculos, si pasásemos la contracción volumétrica a contracción lineal, obtendríamos valores próximos al 1,7 ó 2 %. Estos, son valores no asumibles en la práctica (en un a prótesis completa superior de 7 cm de longitud por 7 cm de anchura obtendríamos una discrepancia de 1,5 mm en ambas direcciones).

Esto no ocurre en la realidad, ya que los valores que nos encontramos rondan el 0,2 al 0,5% (esta contracción

si es asumible clínicamente, además de compensarse posteriormente en parte por la absorción de agua en su uso en boca). La explicación al fenómeno es la de achacar la contracción lineal fundamentalmente a la contracción térmica del polímero.

La base de la prótesis empieza a enfriarse después de la polimerización, pero permanece blanda mientras se mantenga próxima a la temperatura de curado. Durante esta fase, la presión dentro del molde hace que se contraiga a la misma velocidad que el modelo. A medida que se va alcanzando la temperatura de transición del vidrio durante el enfriado, la rigidez aumenta y a partir de aquí la prótesis se contraerá de manera independiente al modelo. Dado que en este punto la polimerización ha finalizado, la contracción que se producirá será de tipo térmico, variando según la composición de cada polímero.

Con frecuencia, la contracción de curado se manifiesta en las prótesis superiores en la zona palatina. Esto es debido a que la contracción de polimerización se acentúa hacia las zonas de mayor volumen, es decir, los bordes de los flancos. La contracción a nivel lateral induce tensiones por tracción en la zona más delgada de la base, que es la parte media de la zona palatina, manifestándose por una separación entre la base protética y el modelo.

También está comprobado desde hace muchos años, que las bases protéticas se deforman al sacarlas de la mufla. Así, se demostró (25) la absoluta imposibilidad de que una base ajuste con precisión al modelo original rígido.

La contracción de polimerización y la contracción térmica es menor en los polímeros autopolimerizables que en los termocurados, obteniéndose ajustes superiores, con contracciones lineales del orden del 0,26% frente al 0,53 de los segundos (26). Asimismo, las bases protéticas confeccionadas con resina líquida ó de vaciado que se procesan en un molde de hidrocoloide tienen mayor contracción que las autopolimerizables que se procesan con compresión.

Las resinas fluidas ó de tipo vaciado son la innovación más reciente introducida en los polímeros autocurados. Las ventajas que se enuncian para este tipo de acrílicos son: a) Tiempos de procesado y terminación más cortos, b) la adaptación de la base protética es más íntima que en las bases termocuradas, por no tener prácticamente contracción térmica. Sin embargo, el mayor inconveniente de estos polímeros es que el procesado acarrea la alteración de la dimensión vertical. Dicha alteración es por disminución cuando se utiliza un molde de hidrocoloide, y no por aumento como se da en las termocuradas (mucho más fácilmente corregible mediante posterior ajuste oclusal). Esta disminución de

dimensión vertical es difícil de evitar, siendo esta la causa de que este tipo de polímeros tengan una baja aceptación por parte de los profesionales.

Se observa una mayor contracción en las resinas termopolimerizables procesadas por inyección, quizás atribuible a la alta temperatura de procesamiento ó a los polímeros especiales que se utilizan.

c.2.- Sorción acuosa.

El término sorción se admite en el lenguaje científico para denominar genéricamente fenómenos tales como la absorción, adsorción, desorción, intercambio iónico, exclusión y retardo iónico, quimisorción y diálisis (27). La diferencia entre la adsorción y la absorción, es que la primera es una sorción sobre la superficie, mientras que la segunda se trata de una penetración en el interior de la masa. En la práctica, varios de estos fenómenos se dan de manera simultánea.

Como se comentó anteriormente, es el segundo factor que influye en la estabilidad dimensional de la base protética.

El fenómeno puede tener diferentes significaciones: Respecto a las bases protéticas, nos conllevaría un aumento de peso, factor que podemos considerar desfavorable en las completas superiores y favorable en

las inferiores; El agua contenida entre las mallas de un polímero puede tener un efecto desfavorable por favorecer fenómenos de hidrolización, mientras que también se ha llegado a afirmar que podría resultar positivo por actuar como un fenómeno plastificante (se supone que la difusión ocurre entre las macromoléculas que se separan ligeramente). El transporte de agua es reversible, por lo que los periodos que permanezcan las prótesis removibles fuera de la boca, las sillas deberían de permanecer sumergidas en agua.

El polimetacrilato de metilo absorbe agua de una manera lenta y espaciada en el tiempo. Los valores del coeficiente de difusión son tan bajos, que el tiempo que requiere para alcanzar la saturación una prótesis de resina acrílica típica está alrededor de los 17 días, variando, por supuesto, según el grosor de la prótesis.

La absorción se debe a las propiedades polares de las moléculas de resina y el mecanismo consiste en la difusión de las moléculas de agua según las leyes de difusión. El coeficiente (D) de una resina acrílica termocurable típica para bases protéticas es de $1.08 \times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{seg}$ a 37°C . Cuando la temperatura disminuye a 23°C , D se reduce a la mitad. Para las resinas de acrílico autopolimerizable, D es de $2.34 \times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{seg}$ (11). Así pues, no hay diferencias significativas entre los polímeros autopolimerizables de los termopolimerizables.

Como la difusión de agua separa las moléculas, éstas se tornan más móviles. De esta forma, se liberan las

tensiones inherentes y se producen cambios en la forma de las prótesis. . Se comprobó entonces, que el aumento de dimensión por la absorción de agua es prácticamente igual a la contracción del curado, tal y como se adelantó anteriormente. Se estima que el polímero se expande de manera lineal un 0,23% por cada 1% de aumento de peso de agua absorbida. Como resultado neto de estos procesos de contracción y expansión subsecuentes después de varios meses, los acrílicos termocurados moldeados bajo compresión son ligeramente de menor tamaño, mientras que los autopolimerizados tienen un tamaño un poco mayor.

Los valores de sorción de agua varían considerablemente según el tipo de polímero de que se trate: Así, el polimetacrilato de metilo posee unos valores mayores (entre el 0,3 y el 0,4%) respecto a los polivinilos, poliestirenos y resinas epoxi, las cuales poseen valores sobre el 0,1%. Las cadenas cruzadas proporcionan una cantidad suficiente de puentes entre las macromoléculas lineales y así se forma una red tridimensional que modifica la resistencia (la aumenta), solubilidad y absorción de agua (la disminuyen) de la resina. Así, por ejemplo los fabricantes de dientes de acrílicos utilizaron en gran medida la unión de cadenas cruzadas para aumentar la resistencia contra solventes y tensiones superficiales.

Una manera de medir la sorción de agua es determinar el aumento de peso del polímero por unidad de superficie

expuesta al agua. Este ensayo está incluido en la especificación,¹² de la ADA y consiste en preparar un disco de material de 50 mm de diámetro y de 0,5 mm de espesor, dejándolo secar hasta que tenga un peso constante y después sumergiéndolo en agua durante 7 días. Según la especificación, la variación de peso no debe ser mayor a 0,8 mg/ cm² (22).

Según las normas ISO (20), las probetas y el método se realizan de la misma forma y los resultados no deben exceder los 32 microgramos/mm³ para los materiales del tipo I, tipo II ó tipo III.

Se considera que se necesitan 17 días para que una prótesis llegue a saturarse totalmente de agua a temperatura ambiente (47).

El incremento en la dimensión de la prótesis durante su inmersión en agua, no compensa la contracción correspondiente al procesado (47).

c.3.- Solubilidad.

Aunque los polímeros utilizados como bases protéticas son solubles en muchos solventes, los mismos son virtualmente insolubles en la mayoría de los líquidos con los que entran en contacto cuando se introducen en la cavidad oral.

La solubilidad de las macromoléculas está íntimamente ligada a su estructura espacial. Si se trata de un cuerpo

isótropo ó amorfo (en nuestro caso la mayoría de las ocasiones), la solubilidad es función inversa del peso molecular. Si se tratase de un cuerpo semicristalino ó anisótropo, la solubilidad es función de la cristalinidad y relativamente independiente del peso molecular.

Respecto a la solubilidad en agua (dato considerado como el más importante), se determina mediante el mismo tipo de probeta que el utilizado para el ensayo de absorción. El método consiste en secar nuevamente la probeta y observar la pérdida de peso, que correspondería a la solubilidad en agua del ensayo. Según la especificación n° 12 de la ADA, no debe ser superior a los 0,04 mg/ cm²(22). Según las normas ISO (20), la pérdida de masa por unidad de volumen no excederá de 1,6 microgramos/mm³ para los materiales del tipo I y tipo III y no excederá de 8,0 microgramos/mm³ para los materiales del tipo II. Estas cifras en la práctica, resultan despreciables. En un intento de disminuir la absorción de agua de los polímeros autopolimerizables se estudió el recubrirlos con un polímero fotopolimerizable, pero en un estudio de Szabo (66), se constató que la absorción de agua de las resinas autopolimerizables no se modificaba mediante el recubrimiento con un material fotopolimerizable.

Otros datos menos importantes es valorar la solubilidad en ácidos y bases débiles que se pudieran ingerir. El resultado de los análisis refleja un comportamiento excelente de cualquiera de los tipos de

plásticos utilizados como bases, siendo, dentro de estos resultados óptimos, los de peor comportamiento los polimetilmetacrilatos.

Debe tenerse presente que el alcohol produce grietas en ciertos plásticos usados como bases. Consecuencia de esto, es fundamental advertir al paciente que no utilice compuestos alcohólicos en la limpieza de las prótesis.

Ciertos pacientes diabéticos segregan acetona durante la respiración y, por tanto, existe la posibilidad de que, en estas condiciones, las bases se pongan en contacto con este disolvente orgánico y causen grietas en las mismas. De cualquier forma, la concentración es realmente baja.

4.7.- PLASTICOS MAS UTILIZADOS COMO BASES PROTETICAS.

Como se dijo antes, para que una resina sintética sea útil en odontología debe presentar cualidades excepcionales en lo que respecta a su estabilidad química y dimensional, y a las propiedades que hagan fácil su preparación. Tiene que ser fuerte, dura y no frágil. Se explican algunos polímeros de posible interés odontológico:

1.- POLIMEROS ACRILICOS.

<i>Propiedades de los materiales acrílicos termoprocesados para bases de dentaduras</i>	
Resistencia a la tracción	8.000 lbs/in ² (55 MPa)
Resistencia a la compresión	11.000 lbs/in ² (76 MPa)
Límite proporcional	3.800 lbs/in ² (26 MPa)
Módulo elástico	550.000 lbs/in ² (3.800 MPa)
Resistencia a los impactos	0,2 pies lb/in
Elongación	2%
Desviación transversal	
@ 3.500 g	2 mm
@ 5.000 g	4 mm
Resistencia a la fatiga	
@ 2.500 lbs/in ² (17 MPa)	1.500.000 ciclos
Dureza de Knoop	15 kg/mm ²
Conductividad térmica	0,0006 cal/seg/cm ² (°C/cm)
Temperatura de distorsión térmica	95 °C
Contracción de polimerización (volumétrica)*	6%
Absorción acuosa (24 horas)	0,6 mg/cm ²
Solubilidad acuosa (24 horas)	0,02 mg/cm ²
Adhesión a metal	Nula
Adhesión a acrílico (en tracción)	6.000 lbs/in ² (41 MPa)
Estabilidad cromática	Buena
Sabor u olor	Nulos
Compatibilidad tisular	Buena

* Basada en una mezcla de polímero-monómero de 3:1.

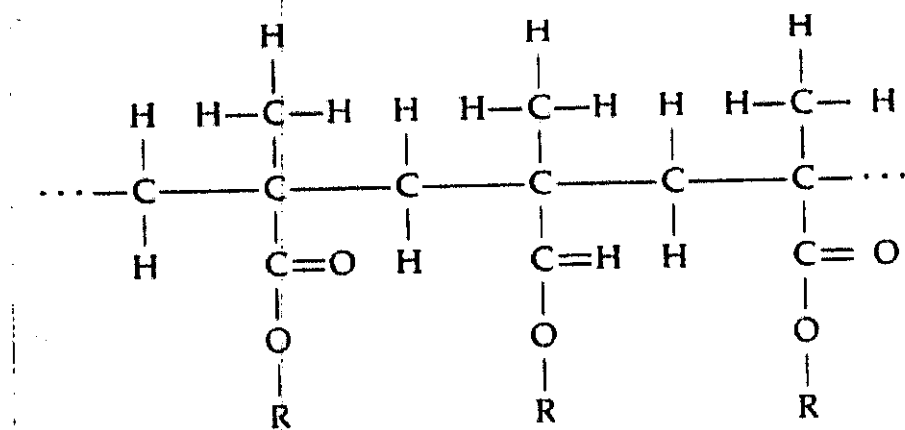
Tabla de las propiedades de los materiales acrílicos. Tomada de Craig (33).

Constituyen los polímeros más importantes en la construcción de las bases protéticas, representando en la actualidad alrededor del 95% de las bases construidas.

Este tipo de polímeros son derivados del etileno y contienen un grupo vinilo en su fórmula estructural. Hay por lo menos dos series de resinas acrílicas de interés odontológico. Una de ellas se deriva del ácido acrílico, $(CH_2=CHCOOH)$, y la otra del ácido metacrílico $(CH_2=C(CH_3)COOH)$. Estos compuestos polimerizan por adición en forma normal. Si la cadena lateral se alarga de manera considerable, cuanto más larga sea, más baja tendrá su temperatura de ablandamiento de transición del vidrio.

Aunque los poliácidos son duros y transparentes, su polaridad se relaciona con el grupo carboxilo y les permite absorber agua, lo que separa las cadenas y favorece su ablandamiento general y pérdida de resistencia. Es por tal motivo el que estos poliácidos no sean utilizados como tales en el campo odontológico, sino los poliésteres derivados de los mismos, los cuales tienen un considerable interés dental.

Su fórmula sería la siguiente, siendo R cualquier radical orgánico ó inorgánico:



Dado que R puede ser cualquier radical orgánico ó inorgánico, es evidente que existe la posibilidad de formación de miles de resinas acrílicas diferentes. Además, tenemos que añadir las posibilidades de copolimerización, con lo que la multiplicidad se ve aumentada. Por tanto, de entre todas ellas, nos centraremos en el polímero más importante en la confección de bases protéticas que es el polimetacrilato de metilo.

Metacrilato de metilo: El poli metacrilato de metilo no se utiliza por si mismo en odontología para procedimientos de moldeado. En cambio el monómero líquido metacrilato de metilo se mezcla con el polímero en forma de polvo, disolviéndose el primero de manera gradual y parcial en el segundo y formándose una masa plástica, la cual se coloca en el molde y el monómero polimeriza en una de las formas

vistas. Por tanto, lo que tiene gran importancia en odontología es el monómero metacrilato de metilo.

El metacrilato de metilo es un líquido transparente y claro a temperatura ambiente, que se obtiene mediante el calentamiento de la cianhidrina de acetona con ácido sulfúrico, a fin de obtener el sulfato de metacrilamida, el cual se hace reaccionar con agua y metanol, para obtener de esta forma el metacrilato de metilo.

Presenta las propiedades físicas siguientes:

- 1.- Punto de fusión de menos cuarenta y ocho grados centígrados.
- 2.- Punto de ebullición de 100,8 °C.
- 3.- Densidad de 0.945 gramos por ml a 20 grados centígrados.
- 4.- Calor de polimerización de 12,9 kilocalorías por mol.
- 5.- Presión elevada de vapor.
- 6.- Solvente orgánico excelente.

Con gran frecuencia se añade al metacrilato de metilo un agente de cadenas cruzadas, tipo dimetacrilato de glicol, en cantidades que oscilan entre el 1 y el 2%. La misión de este producto químico es establecer uniones cruzadas con otros grupos, por lo menos en dos direcciones del espacio.

Periodos de polimerización.

Aunque su polimerización se inicia con luz visible, ultravioleta ó calor, se suele utilizar un iniciador químico que es el peróxido de benzoilo el cual genera los radicales libres para la **primera etapa ó de iniciación**.

La activación se puede dar por reacción química (los activadores químicos más utilizados son la dimetil-p-toluidina ($\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{N}(\text{CH}_3)_2$), así como diversos ácidos sulfúricos y sus derivados) constituyendo los **polímeros de curado en frío ó autopolimerizables**.

Otra forma de activación es mediante el aporte de calor, necesitándose alrededor de 60°C para iniciar el proceso de polimerización, alcanzándose una razonable velocidad en la reacción a los 75°C . Estas macromoléculas se denominan **termopolimerizables**.

Por lo general, al monómero de metacrilato de metilo puro se le añade una pequeña cantidad de inhibidor al 0.006% ó menos que ayuda a inhibir la polimerización durante su almacenamiento. Se trata generalmente de la hidroquinona, la cual da estabilidad inhibiendo las posibilidades de colisión entre moléculas dimetacrilato de metilo y los pocos radicales libres que existen.

La segunda etapa de la polimerización es conocida como **periodo de propagación**. En el mismo se produce la reacción entre la molécula recién activada y otro monómero de metacrilato de metilo, formándose de esta forma una

cadena de polímero de metacrilato de metilo. La polimerización continúa mientras existan radicales libres ó cadenas que no hayan terminado su proceso. Sin embargo, a medida que las cadenas poliméricas se alargan, la probabilidad de colisión disminuye y el proceso de polimerización se hace bastante lento.

Llega un momento, que la longitud de la cadena polimérica es tal, que la difusión de las sustancias activas se hace muy difícil, siendo posible que la reacción de polimerización se detenga antes de completarse, dejando una cantidad variable de monómero en estado libre. La presencia de este **monómero residual** puede variar entre el 0,2 y el 0,5% del monómero original, teniendo un efecto significativo sobre las propiedades del polímero puesto que a mayor cantidad de monómero residual, menor peso molecular medio del polímero. Asimismo, la cantidad de monómero residual influye en las reacciones inflamatorias y alérgicas posteriores.

En un trabajo de Szabo (85), se constata que la pérdida de monómero residual en las bases protéticas que han sido recubiertas con polímero fotopolimerizable es menor que en las que no lo han sido, pudiendo éste ser un método para evitar alergias.

Se han descrito algunos métodos para disminuir este tipo de reacciones. En el trabajo de Tsuchiya (74), se recomienda sumergir las prótesis en agua caliente a 50 °C antes de su

inserción, especialmente en los polímeros autopolimerizables para evitar reacciones inflamatorias y alérgicas.

En el trabajo de Lefebvre (86), se llega a la misma conclusión tras estudiar la citotoxicidad de cuatro resinas fotopolimerizables y una termopolimerizable. Este autor recomienda, mantener las prótesis en agua antes de su inserción.

Asimismo, en el estudio de Vallittu (77), se constata que las prótesis se deben de mantener sumergidas en agua, al menos durante 24 horas y preferiblemente a 37 ° C, antes de su colocación en boca, puesto que es al principio cuando más monómero residual se libera.

En el estudio hecho por Sadamori (82), se constata que la mayor parte del monómero residual se libera en los 5 primeros años, pero que para la total liberación del mismo se necesitarían muchos años de permanencia en boca.

La tercera fase de la polimerización se la conoce como **periodo de terminación**. Puede acontecer de dos maneras diferentes:

- 1.- La cadena en crecimiento reacciona con un radical libre apareándose los electrones libres de ambos y formándose una molécula estable.
- 2.- Otra alternativa es cuando el estado de activación molecular es transferido de una cadena a otra.

El polímero es un polvo con pequeñas partículas esféricas. Las esferas se polimerizan a partir del monómero. El polimetacrilato de metilo, es el más adecuado por su alto peso molecular.

Polimetacrilato de metilo: Es una resina transparente de claridad notable. Transmite la luz en un campo ultravioleta, con una longitud de onda de 0,25 micras.

Es un polímero con un número de dureza Knoop de 18 a 20.

Su resistencia a la tracción es de cerca de seiscientos kilos por centímetro cuadrado.

Una limitación de carácter mecánico es su deficiente resistencia a la abrasión, no habiéndose conseguido mejorar esta propiedad puesto que , de momento, conlleva al deterioro de otras propiedades físicas.

Su gravedad específica es de 1.19.

Tiene un módulo de elasticidad de 2.500 a 3.500 MPa.

En el trabajo de Sadiku (69), se encuentra que la adición de polvo de PVC a los acrílicos termocurados, incrementa el módulo de elasticidad, mejorando así las propiedades físicas mecánicas.

Se están ensayando otros nuevos materiales copolímeros de los poli(metilmecacrilatos). Así, en el trabajo de Kurata (70), se ensayan los poli(alquil alfa-fluoroacrilatos)

obteniéndose unos resultados que mejoran entre un 35 y un 50 % la tensión flexural y el módulo de elasticidad respecto a los poli(metilmetakrilatos) convencionales.

Asimismo, se han estudiado la adición de fibras y en el trabajo de Vallittu (76), se estudia cómo influye la adición de fibras a la matriz de la resina las propiedades físicas mecánicas. Incorpora fibras de cristal, carbono y aramida, llegando a la conclusión de que incrementan la resistencia a la fractura.

También nombrar que se han desarrollado los denominados materiales de alto impacto mediante la adición a los polimetilmetakrilatos de copolímeros de polibutadieno. Así, en un trabajo de Rodford (34), se añadían materiales de bajo peso molecular basados en el polibutadieno al monómero, mejorando las propiedades físicas. En otro trabajo posterior de Rodford (35), se ahonda en el estudio de estos materiales, consiguiéndose mejorar el módulo de elasticidad.

Presenta una notable estabilidad, no alterando su color con luz ultravioleta ni mostrando un envejecimiento de sus propiedades.

Químicamente es estable al calor, ablandándose a 125 °C y moldeándose como un material termoplástico.

Entre 125 y 200 °C tiene lugar la despolimerización.

Aproximadamente a 450 °C el 90% se despolimeriza y se transforma en monómero.

Posee una estructura no cristalina con elevada energía interna.

Las propiedades eléctricas son buenas pero no destacables.

La facilidad de fabricación es adecuada.

Como toda resina acrílica, presenta una tendencia a incorporar agua mediante el proceso de imbibición. Además, el grupo carboxilo polar, puede formar un puente de hidrógeno de extensión limitada con el agua.

El polimetacrilato de metilo se disuelve en el monómero con lentitud, añadiéndose un aditivo para aumentar la solubilidad. Para esto se emplea un copolímero de metacrilato de metilo y acrilato de etilo para aumentar esta característica, con una cantidad de acrilato de etilo limitada al 5% ó menos.

Un segundo método para aumentar la solubilidad es agregar un plastificante como el ftalato de dibutilo por trituración esférica con las pérlas ó incluido en el monómero. La cantidad de plastificante debe limitarse al 8 ó 10% a fin de impedir un deterioro subsecuente de la resina con los líquidos bucales.

Un tercer método consiste en mezclar esferas de peso molecular alto con polimetacrilato de metilo de bajo peso molecular que es más soluble en el monómero.

Es posible incorporar el pigmento a las esferas durante la polimerización ó agregarlo después de la polimerización al impregnar las esferas por medio de la trituración esférica. Cuando se emplea este último método el pigmento se fija a la superficie de las perlas.

Muchos polímeros acrílicos acreditados para bases protéticas contienen un agente de cadenas cruzadas, como el dimetacrilato de glicol. El polímero polidimetacrilato de glicol está de manera cruzada a través de los grupos $\text{CH}_2\text{-CH}_2$, formándose una red con puentes al menos en dos direcciones. Se incorpora el agente de cadenas cruzadas al monómero en una concentración del 1 al 2%. Estas resinas son denominadas en general como resinas de cadenas cruzadas. Así, el glicoldimetacrilato se utiliza con frecuencia como agente de cadenas cruzadas en los sistemas de poli(metilmecacrilato) (65).

Propiedades de los materiales acrílicos modificados para bases de dentaduras

Propiedad	Acrílico típico	Acrílico reforzado con goma	Acrílico con hidroxietilmetacrilato
Desviación transversal (mm)			
@ 3.500 g	2,0	2,4	2,5
@ 5.000 g	4,1	5,0	Rotura
Módulo en flexión			
lbs/in ²	290.000	258.000	239.000
MPa	2.000	1.755	1.697
Resistencia a los impactos (Charpy)			
N · m	0,26	0,48	0,18
Absorción acuosa (en equilibrio)			
mg/cm ²	0,60	0,55	0,90
Adaptación (peor = 0; mejor = 4)	3	2	4
Estabilidad cromática (24 horas bajo luz ultravioleta)	Sin cambios	Ligeros cambios	Ligeros cambios

Tomado de Craig (33).

Aunque la mayoría de las veces las presentaciones de los plásticos dentales son en forma de monómero y polímero los cuales se mezclan antes de colocar la resina en el molde de la dentadura, polímero y monómero pueden ser mezclados previamente por el fabricante para suministrarlos en forma de un gel flexible, listo para empacarse en el molde. Aunque esta mezcla lleva agregado un inhibidor el material premezclado posee una vida útil menor que en la presentación anterior.

Durante la polimerización del metacrilato de metilo se produce una contracción de volumen del 21%.

En general, los típicos polimetacrilatos dentales muestran un aumento de cerca del 0,5% del peso después de una semana en el agua debido a los procesos de absorción y adsorción, pudiéndose registrar valores más altos para otras

series de polímeros en particular. La sorción de agua no varía entre las temperaturas de 0 a 60°C y, a mayor peso molecular, menor será la alteración. La sorción será reversible si la resina se seca.

Presentan solubilidad en solventes orgánicos como el cloroformo ó la acetona.

En el almacenamiento, hay que observar las recomendaciones del fabricante en cuanto a temperatura y límite de tiempo. Además, hay que tener en cuenta, que las partículas de tamaño más fino del polímero y los pigmentos en polvo tienden a emigrar al fondo del recipiente como resultado de la vibración. Por tanto es necesario agitar el polvo en el recipiente para tener una distribución uniforme de las partículas de tamaño diferente antes de proceder al mezclado con el monómero. De otra forma, la falta de redistribución producirían mezclas que no proporcionarían las proporciones recomendadas por el fabricante. Además, hay que tener la precaución de que el recipiente de monómero líquido esté bien cerrado para evitar la evaporación de los ingredientes más volátiles y un desequilibrio en su composición química.

Dependiendo del tipo de polimerización, los polímeros acrílicos se dividen, como hemos visto, en dos grandes grupos, a saber:

1.- Acrílicos termopolimerizables.

Este tipo de polímeros entran dentro del tipo I de las normas ISO, y dependiendo de cual sea su forma de manufactura serán de clase I ó II.

En la **clase I**, tenemos la presentación polvo, líquido, en la que el polvo es el material prepolimerizado y el líquido es el monómero ó metacrilato de metilo. De esta forma, el monómero se adiciona al prepolímero produciendo el aglutinamiento del mismo y obteniéndose la forma polimerizada que nos servirá de base protética.

La mezcla se hará inmediatamente antes de su colocación en su cámara de moldeo.

El que el polvo venga prepolimerizado reporta dos ventajas principales respecto a mezclar sin prepolimerizar:

- 1.- Acortamiento del tiempo de trabajo.
- 2.- Mejora de las propiedades físicas puesto que la prepolimerización se hace con métodos industriales, más controlados y rigurosos.

El prepolímero está compuesto de pequeñas partículas esféricas, cuyo tamaño está comprendido entre 50 y 250 micras.

Una variante de los polímeros tipo I, clase I, son las llamadas **resinas fluidas**, caracterizadas por su fluidez, necesidad de una temperatura menor de curado (50°C), necesidad de una cámara de moldeo diferente (revestimiento

con hidrocoloides), y acortamiento del tiempo de confección. Consiguen una mejor adaptación de las bases, pero al tiempo tienen el problema de generar una pérdida de dimensión vertical.

Presentan una serie de desventajas:

- 1.- Debido a que el producto final presenta una alta cantidad de monómero residual (5%), su resistencia a la flexión es inferior. Sin embargo, otros autores discrepan de esto. Así, en el estudio realizado por Kalipcilar (80), se llega a la conclusión de que no hay diferencias significativas entre los niveles de monómero residual de las resinas de tipo vaciado frente a las convencionales de presión y calor.
- 2.- Por lo mismo, el resto de propiedades físicas mecánicas también disminuyen: Son más blandas y se abrasionan con facilidad; tienen un módulo de elasticidad inferior; y también presentan una menor resistencia al impacto.
- 3.- Su coste es de 2 a 10 veces superior al de una resina termopolimerizable convencional.
- 4.- Otro inconveniente importante es su corto tiempo de trabajo, haciendo difícil el realizar un empaquetado correcto.

En la **clase II**, el monómero y el polímero han sido mezclados previamente por el fabricante, presentándose en forma de gel, pastilla precurada ó totalmente curada.

Las ventajas de esta forma de presentación es la existencia de una mejor proporción de mezcla que si la

realizamos nosotros de forma manual; así como la disminución de la contracción de polimerización (en las pastillas plásticas, el producto puede estar totalmente polimerizado y por tanto no presentar contracción de polimerización).

Su uso no ha estado nunca muy difundido, debido a su menor vida media de almacenamiento.

Tenemos también posibilidades de copolímeros acrílicos-vinílicos que se presentan en forma de gel.

2.- Acrílicos autopolimerizables.

Este acrílico está clasificado como tipo II según las normas ISO. Solamente hay una forma de presentación, que es la de polvo-líquido, existiendo, por tanto, solamente la clase I.

Como vimos, su activación se realiza mediante un compuesto químico, la dimetil-p-toluidina ($\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{N}(\text{CH}_3)_2$), en una concentración máxima del 0,75%, la cual activa el peróxido de benzoilo. Así, al poner en contacto el activador, que está en el monómero, con el iniciador, que está en el polímero, se produce la formación de radicales libres, comenzando la etapa de iniciación. Las fases de propagación y terminación, son análogas a los polímeros termocurados.

Poseen una mayor cantidad de monómero libre, puesto que la reacción es exotérmica pero no se alcanzan

temperaturas tan elevadas como cuando se aporta calor exógeno. Esto, traerá consigo unas peores propiedades físicas mecánicas, una mayor plasticidad y una solubilidad mayor a las de termocurado.

Por otra parte, la estabilidad de color es inferior a las termopolimerizables, fundamentalmente debido a la oxidación del activador.

Una última desventaja es su pobre capacidad de unión con los dientes de acrílico, haciéndose necesario el practicar retenciones mecánicas.

Como ventajas aportan una mayor precisión dimensional y un tiempo de procesamiento más reducido. Gracias a esta mayor precisión dimensional, compensan de alguna forma las peores propiedades físicas mecánicas, pareciendo que no aumenta el riesgo de fractura secundario a la disminución de la resistencia (40). Además, la principal ventaja es evitar el calentamiento, con todos los cambios dimensionales que esto trae consigo. Estas menores tensiones internas, es lo que justifica su mejor adaptación al modelo.

Un factor que puede alterar la mayor adaptabilidad es la imbibición de líquidos, que es mayor que en los termo. De esta forma, si bien en los polímeros termocurados, al cabo de semanas en boca nos encontramos con una contracción respecto al modelo del 0-3%, en los autopolimerizables se encuentra una dilatación del 0-3%.

Otra ventaja que presentan es que la falta de calentamiento evita la porosidad debido al calentamiento del monómero.

Debido a las características negativas de este tipo de polímeros, no compensadas por las favorables, la mayoría de los autores preconizan la utilización de polímeros termopolimerizables en lugar de autocurados, reservando un papel para estos en los casos de composturas y rebasados.

En el trabajo de Arima (68), se constata que las resinas autopolimerizables para rebases de cadenas cruzadas tienen una resistencia transversal y un módulo de elasticidad superior a las que no son de cadenas cruzadas, así como poseen una menor absorción de agua.

Este tipo de acrílicos, también poseen más propiedades alergénicas, como demostró Tsuchiya (83), debido a que liberan una cantidad significativa de formaldehidos.

Existe una variante de polímeros acrílicos que son los denominados polímeros acrílicos blandos ó viscoelásticos.

Pueden tratarse de polímeros autocurados (en general se trata de bases temporales) ó termocuradas (en general permanentes). Su utilización se restringe a rebases blandos ó a bases protéticas viscoelásticas con una gran resiliencia para aquellos casos clínicos en los que la mucosa no pueda soportar una base rígida. Su viscoelasticidad ha sido

estudiada extensivamente por autores como Jepson (84), así como el proceso de elaboración de las bases utilizando diferentes espaciadores (122, 123).

Ventajas y desventajas de los polímeros acrílicos (62):

VENTAJAS:

- 1.** Estética excelente
- 2.** Fácil de moldear y procesar.
- 3.** Fácil de reparar.
- 4.** Dimensionalmente precisa y estable.
- 5.** Poco alergénica.
- 6.** Fácil de limpiar para el paciente.
- 7.** Económica
- 8.** Insoluble y no corrosiva
- 9.** Color estable
- 10.** Resistencia adecuada en la mayoría de las situaciones salvo bajo impacto súbito.

DESVENTAJAS:

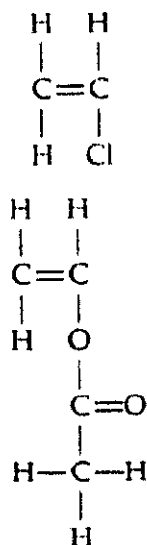
- 1.** Mal conductor térmico
- 2.** La superficie no se humedece.
- 3.** No es radiopaca.
- 4.** No puede ser hervida para esterilización.
- 5.** Módulo de elasticidad relativamente bajo.
- 6.** Elevado coeficiente de expansión térmica que causa tensión interna durante el procesamiento.

2.- POLIMEROS VINILICOS.

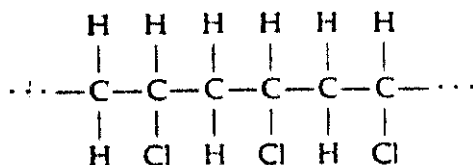
Como la mayor parte de las resinas de polimerización, las vinílicas son derivados del etileno ($\text{CH}_2=\text{CH}_2$): es la molécula más simple capaz de polimerizar por adición y, por tanto, gran número de resinas comerciales se derivan de este monómero.

Dos derivados del etileno de interés especial son el cloruro de vinilo y el acetato de vinilo. El cloruro de vinilo polimeriza en forma normal y produce poli(cloruro de vinilo). El acetato de vinilo, al polimerizar, forma el poli(acetato de vinilo).

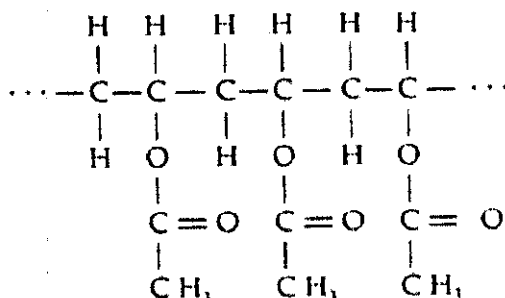
y el acetato de vinilo



El cloruro de vinilo polimeriza en forma normal y produce poli(cloruro de vinilo):



El acetato de vinilo, al polimerizar, forma el poli(acetato de vinilo):



El poli(acetato de vinilo) es estable a la luz y calor pero su punto de ablandamiento (35 a 40° C) es demasiado bajo. Las propiedades más importantes de este tipo de polímeros son las siguientes (39):

Presenta una temperatura de ablandamiento relativamente baja, siendo este un fenómeno muy negativo porque su temperatura de transición vítrea es ligeramente superior a la temperatura ambiente (28°C). Así, el polímero es resistente y tenaz a la temperatura ambiente pero sufre flujo frío (altera su forma a temperatura ambiente cuando se ejerce una determinada presión) a temperaturas ligeramente superiores.

Las láminas de poliacetato de vinilo son duras y quebradizas, y para darles una cierta elasticidad, se añade 25 al 50 % de plastificantes.

Por tanto, se puede concluir que el acetato de polivinilo no es un material apto como base protética, dado su flujo en frío y su escasa resistencia mecánica.

Por otra parte el poli(cloruro de vinilo) es una resina clara, dura, insípida e inodora; oscurece al exponerse a la luz ultravioleta y, a menos que se plastifique, cambia de color cuando se calienta hasta llegar cerca de su punto de ablandamiento. Dado esta inestabilidad a la luz y al calor, se añaden a este tipo de polímeros estabilizadores, tendientes a mejorar su estabilidad térmica y lumínica, consistentes en sales metálicas u óxidos.

Presenta unas propiedades con gran resistencia a los agentes mecánicos y químicos, pero como inconveniente presenta la falta de plasticidad que hace su manipulación muy complicada.

Cuando los monómeros del cloruro vinílico y acetato vinílico se copolimerizan en proporciones variables se obtienen resinas copolímeras muy útiles.

En una ocasión se utilizó uno cuya composición aproximada era de 80 % de cloruro vinílico y 20 % de acetato vinílico, para confeccionar bases para dentaduras. La resina resultó excelente en todos los sentidos, excepto en que no se controló la distribución del peso molecular. Su promedio fue tan alto que la temperatura de moldeo no era suficiente para ablandar la resina de manera conveniente. Como resultado, se indujeron muchas tensiones permanentes: en lugar de liberarlas por relajación, se disminuyó el límite de durabilidad de la resina y poco tiempo después las dentaduras se fracturaron en la línea media del reborde anterior y la región palatina.

Como propiedades físicas, destaca una gran resistencia al impacto, cumpliendo con los mínimos establecidos por las normativas en el resto de los apartados, sin grandes diferencias respecto a los polímeros acrílicos.

En el campo odontológico, los polímeros más utilizados de este grupo son los polivinil-acrílicos, los cuales son una mezcla entre un copolímero de cloruro de vinilo-acetato de vinilo con un monómero de metil-metacrilato.

Los polivinil-acrílicos son suministrados en forma de gel, presentando como principal inconveniente el precisar de un equipo de inyección especial para su procesamiento.

La principal ventaja que presentan es que se ha conseguido una gran resistencia a la fractura, de aquí que una de las principales indicaciones sea la construcción de bases protéticas que requieran gran resistencia a la fractura. El gran inconveniente que presentan es una estabilidad dimensional muy inferior a la que presentan los polímeros acrílicos, siendo peor su pronóstico en cuanto a retención y confort.

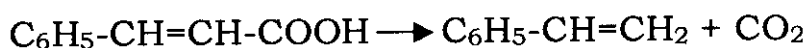
Son los segundos polímeros en cuanto a su importancia de uso para la construcción de bases protéticas, pero a una gran distancia de los polímeros acrílicos, quedando actualmente prácticamente como alternativa a los polímeros acrílicos en pacientes alérgicos a estos.

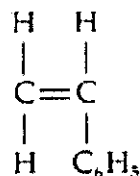
3.- POLIESTIRENOS.

La familia de los polímeros del estireno incluye al poliestireno, los copolímeros del estireno con otros monómeros del vinilo, y las mezclas de poliestireno y copolímeros del estireno con elastómeros.

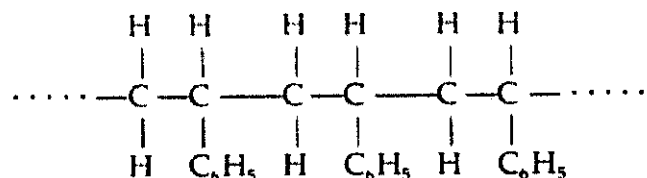
El estireno (monómero) se forma cuando un radical bencénico se une a un grupo vinilo. También se le llama vinilbenceno.

Su obtención en el laboratorio es mediante destilación seca del ácido cinámico:





Este monómero polimeriza al poliestireno [poli(vinilbenceno)] por adición en la forma normal:



En la industria, se obtiene partiendo del etileno y el benceno, los cuales reaccionan en presencia de cloruro de aluminio, dando lugar al etil-benceno, el cual se transforma posteriormente en vinil-benceno ó estireno.

Este monómero polimeriza al poliestireno ó poli(vinilbenceno) por adición en la forma normal.

El poliestireno es una resina transparente del tipo termoplástica. Está catalogada como tipo III por las normas ISO. Es estable a la luz y a muchos reactivos químicos, aunque soluble a ciertos solventes orgánicos.

El estireno empieza a polimerizar por sí solo a temperatura ambiente, y más rápidamente por acción del calor. Al principio de la polimerización se forma una especie de gelatina, transformándose en una masa dura y transparente según se desarrolla la polimerización. Dada esta facilidad de polimerización, una parte del estireno es

suministrado en forma de monómero, polimerizándose en el momento adecuado mediante su mezcla con resinas de poliéster no saturadas ó resinas alquídicas.

Puede polimerizar mediante dos mecanismos: iónico ó radical, siendo el más común el mecanismo radical con un 0,5% de peróxido de benzoilo como catalizador, consiguiéndose una polimerización lineal en etapas.

Como ventajas tenemos las siguientes:

- 1.- Se trata de polímeros extremadamente fáciles de procesar, siendo ideal para la técnica de la inyección.
- 2.- Además, sus propiedades ópticas son excelentes, tanto en las características del color como en la transparencia, así como su elevado índice de refracción.
- 3.- Es un buen aislante eléctrico.
- 4.- Su resistencia a la tracción es adecuada.

Se utiliza de manera limitada para bases de dentaduras ya que han sido superadas por los acrílicos y vinilos, debido a sus desventajas (29):

- 1.- Es fácilmente atacable por una gran cantidad de solventes orgánicos.
- 2.- La estabilidad térmica no es alta.
- 3.- Tiene una gran fragilidad, siendo su resistencia al impacto ó a la percusión muy limitada.
- 4.- Su resistencia, tenacidad y rigidez son bajas, pudiendo mejorarse algo mediante la incorporación de fibras de vidrio.

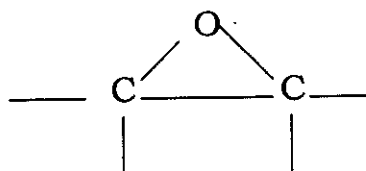
5.- Tiene una estabilidad mala ante el envejecimiento atmosférico, cuarteándose y volviéndose amarillo.

Es posible copolimerizar el poliestireno con algunas resinas. Su copolímero con divinilbenceno es de interés porque forma un polímero de cadenas cruzadas. Por ejemplo, un solo mol de p-divinilbenceno copolimerizado con 40.000 moles de estireno produce un polímero de cadena cruzada insoluble y que no se puede fundir.

El poliestireno es utilizado para elaborar bases protéticas. El cilindro de poliestireno se ablanda por calentamiento y se introduce por presión en el espacio de modelado en un proceso conocido como modelado por inyección, aprovechándose de esta forma las propiedades termo plásticas de la resinas.

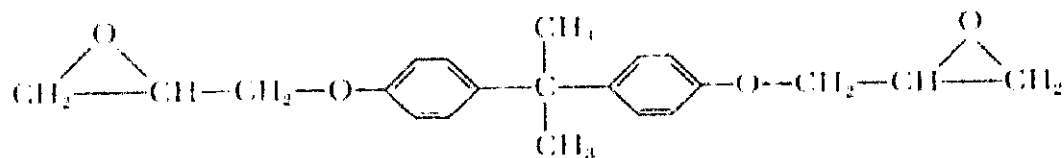
4.- RESINAS EPÓXICAS.

La molécula de resina epóxica se caracteriza por el grupo reactivo epoxi u oxirano:



Estos grupos, sirven como puntos de polimerización terminal. El anillo se encuentra en una condición inestable y

esta propenso a abrirse ó combinarse con compuestos que tienen hidrógeno disponible. La cadena cruzada entonces se establece. También se denominan resinas etoxilínicas.



Las resinas epoxy son fundamentalmente poliésteres, conservando su nombre en función del material de partida y de la presencia de grupos epóxido en el polímero antes del entrecruzamiento del mismo.

Una molécula epóxica característica se representa por el éter diglicerílico de bisfenol-A.

Son resinas de interés en la odontología y poseen características de adhesión a varios metales y vidrio.

En muchas ocasiones son líquidos viscosos a temperatura ambiente y curan con el uso de un reactivo intermediario que une las cadenas.

Se utilizan varias resinas epóxicas modificadas como materiales para bases protéticas. La resina preparada se vacía en una mufla y se cura a temperatura baja generalmente. Dado que este tipo de polímeros curan

mediante reacción química (por acción de poliaminas), están incluidos dentro del tipo II, clase I de las normas ISO (41).

Tiene ciertas ventajas, destacando entre ellas las siguientes:

- 1.- Alta resistencia a la abrasión.
- 2.- Gran capacidad de reproducción superficial (42).
- 3.- Tenacidad y flexibilidad correctas.
- 4.- Adhesión óptima.
- 5.- Gran estabilidad química.

Dadas todas estas ventajas, algunos investigadores ensayaron algunos tipos de estos polímeros para la confección de bases protéticas (43). La técnica de construcción resulta muy fácil, ya que la misma solo consiste en vaciar la mezcla del polímero sobre el modelo contenido en la mufla, cerrarla y mantenerla bajo presión. Sin embargo se encontraron una serie de inconvenientes importantes que han hecho que se difusión haya sido muy restringida. Tales inconvenientes son:

- 1.- Tienen importantes cambios de color.
- 2.- Su índice de sorción de agua es muy elevado.
- 3.- Tienen una pobre estabilidad dimensional en condiciones normales (44).
- 4.- Tienen un índice de reacciones alérgicas elevado.

4.8.- TECNICAS GENERALES DE PROCESADO DE LOS POLIMEROS PARA BASES PROTETICAS.

En general, la técnica aceptada por la mayoría de los laboratorios para el manejo y procesado de las resinas acrílicas es la descrita por Phillips (11) en el capítulo 11 de su libro. En él se divide el proceso en una serie de pasos, a saber, los siguientes:

- 1.- Construcción de una plancha-base de resina sobre el modelo de yeso piedra que se obtiene de la impresión, y fijación sobre esta de los dientes con cera.
- 2.- El modelo, con la plancha-base y los dientes en posición, se introduce en yeso dentro de una mufla. De esta forma, se origina una cámara de moldeo, que en un principio será virtual y pasará posteriormente a ser real mediante la eliminación de la plancha-base y la cera.
- 3.- Se prepara la resina (en caso de que la forma de presentación elegida sea la de polvo-líquido).
- 4.- La cámara de moldeo, se rellena de resina en un proceso llamado empaquetado.
- 5.- La resina se polimeriza mediante el sistema apropiado al tipo empleado, retirándose entonces la prótesis de la mufla y terminándose.

Vamos a ver a continuación los diferentes métodos de procesado de los polímeros para bases protéticas, según el

tipo de polímero del que estemos hablando, del tipo de empaquetado y del tipo de polimerización que efectuemos.

1.- PROCESADO DE LOS POLIMEROS ACRILICOS TIPO I CLASE 1 (POLIMEROS TERMOCURABLES EN PRESENTACION POLVO-LIQUIDO).

1.-PREPARACION DE LA CAMARA DE MOLDEO:

El modelo de yeso piedra con la plancha-base y los dientes en su posición se incluye en un medio de revestimiento en la mitad inferior de la mufla. Esta, es previamente dada de vaselina en sus paredes para que posteriormente no haya problemas a la hora de desenmuflar. Se rellena con el material de revestimiento hasta el borde de la mufla por el exterior e internamente se abraza todo el modelo del zócalo hasta llegar al límite de la plancha-base, incluso abrazándola en su periferia (si la escayola solo llegase hasta el fondo de vestíbulo, la prótesis terminada no respetaría los límites marcados en la plancha-base, sino que las aletas quedarían más largas).

El plano oclusal se coloca paralelo al borde de la mufla. La buena orientación del modelo es importante dado que si en el proceso de polimerización se produce un aumento de la dimensión vertical, en el modelo descentrado tendremos los dientes colocados excéntricamente.

Entre las paredes de la mufla y el borde periferico del modelo debe existir una distancia uniforme en toda su extensión, que nunca debería ser menor a 1 cm, dado que si no, los volúmenes diferentes nos podrían provocar diferentes contracciones ó dilataciones según la zona que se tratase.

La superficie del material de revestimiento debe ser lo más horizontal y lisa posible, debiéndose eliminar todos los sobrantes así como los socavados a fin de poder separar posteriormente las dos partes de la mufla con facilidad.

El material de revestimiento que se puede utilizar para estos casos es el yeso París ó tipo I; ó el yeso piedra ó tipo III.

Hay que tener en cuenta que el material de revestimiento que utilizemos ha de ser capaz de resistir la presión hacia dentro ejercida por la prensa en el proceso de prensado, así como la ejercida hacia fuera posteriormente por el acrílico en el periodo inicial de polimerización.

El primero, se utilizó profusamente en el pasado, pero estudios posteriores, empezaron a poner en duda si poseía la resistencia adecuada para soportar las presiones descritas anteriormente. Así, Taylor (45) ya en 1941 describía el riesgo de rotura de las paredes de la cámara de moldeo cuando se utilizaba el yeso tipo I.

Actualmente, se recomienda el revestimiento con yeso tipo III (46) debido fundamentalmente a las siguientes razones:

- Es más resistente, dado que la proporción polvo-líquido es mayor que en los yesos tipo I. Así, la proporción de A/P que se suele manejar en un yeso tipo III es de 0,20 a 0,25. Esto dará lugar a que además de ser más resistente para soportar la presión de prensado, también lo será para soportar la expansión del acrílico en la fase exotérmica de la reacción de polimerización (hay que tener en cuenta que el coeficiente de expansión del acrílico es unas cinco veces mayor que la del yeso). De esta forma, se consigue minimizar el riesgo de resquebrajamiento del revestimiento y, por tanto, se garantiza una cámara de moldeo fidedigna. El yeso piedra ó tipo III, tiene una resistencia a la compresión a la hora de un mínimo de 210 kg/cm² (3000 psi), llegando hasta el límite de los 350 kg/cm² (5000 psi) (11), cifras más que suficientes para las presiones de las que estamos tratando.

- Por otra parte, la expansión de fraguado de los yesos no es demasiado significativa: Independientemente del tipo de yeso que se emplee, se detecta una expansión de la masa durante el cambio de hemihidrato al dihidrato. Esta expansión puede variar desde el 0,06% hasta el 0,5% lineal (11). En realidad se produce una contracción de volumen durante el fraguado, pero el volumen aparente aumenta

debido a la interacción de los cristales entre sí en su proceso de formación, lo que origina un volumen aparente mayor a costa de la creación de microporos. Lo que sí puede ser significativo es la contracción que sufren en el proceso de polimerización de las resinas termocuradas, debido a la eliminación del agua de cristalización y el consiguiente paso de dihidrato a hemihidrato. Esta contracción es mucho mayor en el yeso París que en el yeso piedra. También es importante destacar el sistema de espatulado del yeso. Respecto a este tema, es recomendable la utilización de una batidora al vacío (48), dado que de esta forma conseguiremos asegurar la no aparición de posibles burbujas sobre las paredes de la cámara de moldeo.

Respecto a los tiempos de fraguado de los yesos, estos van a depender fundamentalmente de la relación polvo-agua de la mezcla, así como de la velocidad de espatulado, partiendo de la base de una temperatura más ó menos constante del agua y de la sala de manipulación. Respecto a la relación agua-polvo, a mayor cantidad de agua utilizada, mayor será el tiempo de fraguado, ya que habrá menor número de núcleos de cristalización. Respecto a la velocidad de espatulado, cuanto mayor sea esta ó mayor sea el tiempo de espatulación, menor será el tiempo de fraguado, ya que se irán rompiendo los núcleos de cristalización que se vayan formando, esparciéndose por la mezcla, creándose de esta forma más núcleos de cristalización. Ver cuadro 1 (49).

CUADRO 1. Efecto de la relación A/P y tiempo de mezclado en el tiempo de fraguado del yeso París.

Proporción A/P	T. de mezcla (min)	T.de fraguado (min)
0,45	0,5	5,25
0,45	1,0	3,25
0,60	1,0	7,25
0,60	2,0	4,50
0,80	1,0	10,50
0,80	2,0	7,75
0,80	3,0	5,75

Otros autores (47), aconsejan la utilización de yesos de gran expansión, de tal forma que se pueda corregir la contracción de polimerización que ocurre en el polímero, encontrando diferencias significativas en el ajuste respecto a la utilización de los yesos convencionales.

Una vez transcurrido el tiempo inicial de fraguado se pincela con separador de escayola toda la superficie del yeso, para que de esta forma la escayola vertida en la contramufla no se adhiera a la presente en la base de la mufla.

Para proteger el encerado, y que este se reproduzca con todo detalle, así como para evitar movimientos dentarios amortiguando las fuerzas de contracción-dilatación que hacen variar la posición de los dientes, se cubre esta zona con una delgada capa de silicona (50), extendiéndola con un pincel sobre la cera y los dientes de forma que no se originen burbujas, quedando los dientes atrapados en el yeso presente en la contramufla. De esta forma, cuando realizemos el desenfrascado, en la contramufla solamente deben aparecer los talones de los dientes. Este es el método americano ó indirecto, sin duda el más utilizado, que es aquel en el que el modelo queda en la base de la mufla mientras que los dientes quedan incluidos en la contramufla.

Existe otra variante (51), llamada método francés ó directo, el el cual los dientes artificiales y el modelo quedan juntos en la base de la mufla. Se emplea en aquellos casos en los que la prótesis no va a llevar encía artificial ó en los casos de composturas.

Una vez que tenemos colocado el aislante y la capa de silicona como se ha descrito anteriormente, se procede a

colocar la contramufla y a vaciarla con yeso. Aunque es posible llenarla en una sola maniobra (práctica más común), puede ser ventajoso el hacerlo con la técnica de dos vaciados ó por capas (52). En esta técnica, se vacia una primera capa de yeso hasta el tercio oclusal ó incisal de los dientes, esperando a que frague y, después de saturar de agua la primera capa para que no robe agua el yeso fraguado del no fraguado, se vacia la segunda capa de escayola. La ventaja principal de este sistema es la mayor facilidad del desenmuflado, pues se puede retirar la segunda capa y dejar al descubierto el tercio incisal y oclusal de los dientes de forma que se retire el material de revestimiento sin dañarlos. Con el sistema de una capa, el técnico debe tener cuidado de localizar los dientes y retirar todo el revestimiento de una sola vez sin dañar la prótesis. Otra ventaja que proporciona este sistema es que el volumen de escayola a fraguar es menor, proporcionando por tanto menores tensiones de contracción-dilatación a la hora de fraguar y calentarse, con el consiguiente menor riesgo de movimientos de los dientes.

A la hora de vaciar la contramufla, se debe tener la precaución de hacerlo sobre un vibrador para, de esta forma, poder evitar la formación de burbujas de aire. Además, se debe ir vaciando haciendo resbalar la escayola sobre la superficie del yeso y no sobre el encerado, para así disminuir el riesgo de deformaciones de este.

Una vez llenada la contramufla, se coloca la tapa de la misma y una brida, de tal forma que el conjunto mufla-brida se prensa a una presión aproximada de 250 Kp/cm² y se deja fraguar, manteniéndose la presión mediante la brida. El hecho de que el fraguado se realice bajo presión evita que los dientes se eleven en la mufla como consecuencia de las dilataciones del yeso al fraguar.

Una vez fraguado, se calienta la mufla a 95° durante 5 minutos, de tal forma que la cera se ablande. No conviene mantenerla un tiempo excesivo de calentamiento pues entonces en lugar de ablandarse la cera, se fundiría, con lo que nos acarrearía una contaminación del yeso difícil de limpiar trayendo como consecuencia alteraciones de las propiedades físicas de la prótesis final así como de su estética. Entonces, se vuelve a introducir el complejo mufla-brida en la prensa y se desactiva la brida, procediendo a abrir en sus dos mitades la mufla. Una vez abierta, retiraremos la plancha-base y la cera de la mufla, escaldando con agua caliente posibles restos, de tal forma que dejemos al descubierto la superficie de la zona de soporte del modelo de trabajo en la mufla y los talones de los dientes en la contramufla. Para la limpieza total de la zona, nos podemos ayudar de una solución de detergente diluida (una cucharada sopera de detergente doméstico por cada medio litro de agua) (11), cepillos ó vapor.

De esta forma, habremos convertido una cámara virtual en una cámara de moldeo real, quedando un espacio entre la base y la contramufla cuando estas se unen que será la que posteriormente sea ocupada por el acrílico.

Una vez limpia la cámara de moldeo, procederemos a pincelar un barniz separador sobre toda la superficie interna de la mufla y contramufla, evitándolo dar en el talón de los dientes, dado que esto originaría una unión defectuosa de los mismos con la base protética. Con la aplicación de este agente separador conseguiremos dos efectos fundamentales, a saber:

1.- Evitar la incorporación de agua al polímero procedente del yeso. Durante la reacción de polimerización, el calor generado origina vapor de agua a costa del agua presente en el yeso. Este, contaminado con productos presentes en el revestimiento, puede alterar las propiedades físicas del producto final. Se ha comprobado que las prótesis se fracturan con más facilidad cuando no se aplica un agente separador, debido a las tensiones que se generan durante el procesamiento por el vapor de agua. Esta mayor tendencia al resquebrajamiento se presenta con más frecuencia en las resinas que no son de cadena cruzada.

2.- Impedir que la resina se embeba en el yeso de las paredes de la cámara de moldeo, lo que nos acarrearía posibilidad de fractura al desenmuflar, así como

alteraciones de la forma y estética debido a quedarse incluido el yeso en la prótesis.

Por todo lo dicho anteriormente, un buen agente separador debe de ser insoluble tanto en el agua como en el monómero y el polímero, así como no alterar las propiedades fisico-químicas del producto final.

El primer agente aislante que se utilizó fue láminas delgadas de papel de estaño, material que no originaba ningún contratiempo pero que era difícil de manejar. Posteriormente surgieron otros agentes de separación como el celuloide, las lacas de celulosa ó soluciones que eran compuestos de alginato, jabón, silicato de sodio y almidones, siendo las más populares los alginatos solubles en agua que producían una capa muy delgada de alginato cálcico sobre la superficie de yeso. En el año 1978, un estudio de Keller (53) proponía el uso de siliconas como el medio separador ideal, favoreciendo el desenmuflado y disminuyendo la porosidad y pulido.

Actualmente, lo más frecuentemente utilizado es el papel de celofán (en el que hay que tener cuidado de colocarlo bien para que no se formen arrugas que posteriormente se reflejarían en la prótesis) y las soluciones para pincelar, de las cuales cada casa comercial presenta la suya con las correspondientes instrucciones de trabajo.

Respecto a las consideraciones a tomar para el uso de los agentes de separación, debemos tener en cuenta fundamentalmente las siguientes:

1.- Es preferible aplicar el agente cuando la mufla no está excesivamente caliente y se puede coger con las manos, para evitar de esta forma que haya una solución de continuidad en la película aislante.

2.- Una capa excesivamente gruesa ó que no se aplique correctamente con un grosor uniforme originará una no adaptación satisfactoria del material base de la prótesis con el modelo. Por otra parte, los excesos situados entre los espacios interdentarios provocarían una pérdida de definición de detalles de la superficie de la prótesis. Por ello, conviene cerciorarse de colocarlo correctamente con un pincel escurrido ó bien, secar levemente la capa con un chorro de aire suave.

3.- No se debe aplicar agente aislante sobre los talones de los dientes en la contramufla, ya que esto nos provocaría una unión defectuosa de los dientes con la base protética, provocándose despegamientos de estos en el futuro.

4.- En general, se debe esperar a que el agente separador esté seco antes de proceder al empaquetado de la mufla.

2.- PREPARACION DE LA RESINA Y EMPAQUETADO.

1.- PREPARACION DE LA RESINA ACRILICA.

El primer paso que debemos realizar es la mezcla del polvo con el líquido para la obtención de la masa plástica que posteriormente vamos a polimerizar. La proporción adecuada de monómero (líquido)-polímero (polvo) es crítica para las propiedades finales de la resina, de tal forma que si la proporción no es adecuada, la prótesis tendrá menor resistencia, mayor número de poros y un color deficiente. En general, cuanto más polímero se utilice, menor será el tiempo de reacción y la contracción de la resina será más baja. Por otra parte, se tiene que utilizar monómero suficiente para mojar bien cada perla del polímero, encontrándonos cuando se emplea en cantidad escasa que la masa no se puede fusionar y que no se llega a alcanzar la consistencia plástica.

La proporción más adecuada en la mayoría de los casos es de tres de polímero por uno de monómero en volumen ó de dos a uno en peso, debiendo estar el polvouelto para que haya una distribución uniforme de las partículas de polímero y de pigmentos. De cualquier forma, cada tipo de resina puede tener pequeñas variaciones, por lo que en este aspecto se deben seguir escrupulosamente las indicaciones de los fabricantes, los cuales en la mayoría de los casos proporcionan una medidas para su producto.

Con la dosificación adecuada, el polvo y el líquido se mezclan en un recipiente de vidrio mediante una espátula de acero inoxidable durante unos 15 a 30 segundos, teniendo cuidado de no sobrespátular demasiado. Transcurrido este tiempo, se tapará el recipiente de vidrio de forma que así evitemos la evaporación del monómero, que es muy volátil, y así no nos cambien las proporciones dispensadas inicialmente.

La interacción física monómero-polímero se realiza en cuatro fases ó periodos (11):

1.- Periodo arenoso: El polímero se va ablandando paulatinamente en el monómero, sin formar una masa con cohesión.

2.- Periodo filamentosos: El monómero se une al polímero por penetración del primero en el segundo. En esta fase, la mezcla es fibrosa y pegajosa al tacto.

3.- Periodo plástico: La masa se va saturando de polímero en solución y se torna blanda y plastosa. Ya no es pegajosa y no se adhiere a las paredes del vidrio. Se denomina estado plastoso ó de gel y se compone de partículas de polvo no disueltas, suspendidas en una matriz plástica de monómero y polímero no disuelto. Este es el estado en que la mezcla se debe empacar en el molde.

4.- Periodo elástico: La masa se hace más cohesiva y elástica a base de desaparecer el monómero por evaporación

y por penetración en el polímero. Ya no es lo suficientemente plástica como para moldearse.

La razón de que el empaquetado se deba realizar en la fase plástica es que si se hace en la fase arenosa ó filamentosa habrá presente monómero libre sobre la superficie de las partículas de polímero, no teniendo la suficiente consistencia como para rellenar todos los recovecos de la cámara de moldeo. Por otra parte, si el empaquetado lo realizamos en la fase elástica, el material no fluirá correctamente, provocándose que tampoco se rellenasen correctamente todas las superficies de la cámara.

El tiempo que se requiere para alcanzar el tercer estado depende de la solubilidad de las partículas de polvo en el monómero, así como de la temperatura (a mayor temperatura, menor tiempo de reacción. Cuando se sobrepasan los 55° C. la polimerización se realiza a una velocidad tan rápida, que ya no es posible el manejo de la masa). En general, los tiempos varían de 5 a 20 minutos a una temperatura de 23° C.

El tiempo de trabajo se refiere al espacio de tiempo que transcurre entre el segundo periodo y el comienzo del cuarto, o sea, el tiempo en el que la mezcla permanece en estado pastoso. Este, según la normativa (22) debe de ser al menos de 5 minutos a 23° C. El tiempo se puede alargar de manera considerable disminuyendo la temperatura, por lo que hay resinas con un tiempo de trabajo muy prolongado si

se mantienen refrigeradas. En estos casos, se debe tener la precaución de almacenarlas en un recipiente hermético para la no absorción de agua, así como de no empacarlas hasta que hayan recuperado la temperatura ambiente.

Una vez que hemos preparado la resina correctamente y la tenemos en la fase plástica, procederemos a su empaquetado en la mufla. Aquí nos encontramos con tres posibles variantes, a saber: Empaquetado por compresión; empaquetado por inyección simple y; empaquetado por inyección continua.

1.- EMPAQUETADO POR COMPRESION.

El empaquetado por compresión consiste en rellenar la cámara de moldeo de forma manual y luego introducir la mufla en una prensa de manera que nos garantice un relleno perfecto de la cámara con la cantidad correspondiente de material. La técnica consta de los siguientes pasos:

El polímero se introduce en el espacio correspondiente a la cámara de moldeo de la contramufla a través de realizar un rodillo doblado en herradura de la masa plástica.

Entre la masa plástica y la base se interpone una hoja de celofán ó polietileno y se cierra la mufla , momento en el cual se introduce en la prensa y se aplica presión lentamente (2 atmósferas) para permitir que el material fluya correctamente y nos rellene todos los espacios de la

cámara, así como que rebose todo el material sobrante. La hoja de polietileno introducida nos facilitará la labor de rebosamiento. Posteriormente, se abre la mufla y se eliminan con un bisturí todos los sobrantes, cerciorándonos de que tenemos rellena correctamente toda la cámara. Este proceso se repetirá hasta que comprobemos que no rebosa material, siendo necesarios normalmente unas dos ó tres pruebas de cierre. Cuando decidamos que es la última prueba de cierre, retiraremos la hoja de polietileno y cerraremos definitivamente la mufla, colocaremos las bridas con sus tornillos sin cerrar y aplicaremos una presión en la prensa de 95 PSI. Entonces, cerraremos los tornillos de las bridas, de tal forma que nos garanticen el mantenimiento de la presión de cierre durante toda la polimerización.

Hay que tener en cuenta el tipo de polímero con el que se trabaja, dado que su consistencia influirá en el empaquetado y por tanto, en la posterior adaptación. En el trabajo de Katsikas (64), se muestra cómo las fibras estéticas que se añaden al polímero afectan la manera de fluir de la mezcla monómero-polímero, disminuyendo la fluidez y reduciendo el tiempo de trabajo, por lo que, al incrementar la viscosidad, disminuyen la adaptación.

2.- EMPAQUETADO POR INYECCION SIMPLE.

Una variante respecto al empaquetado surgida posteriormente fue la idea de introducir la resina en la cámara de moldeo con la mufla cerrada a través de unos conductos labrados en el revestimiento que comunicasen con el exterior de la mufla, lugar donde se introduciría la resina mediante un dispositivo a presión. Por tanto, esta técnica requiere unas modificaciones en la cámara de moldeo, así como unas muflas especiales y un dispositivo de inyección de la resina. La técnica consiste en lo siguiente:

En la cámara de moldeo, se deben labrar dos conductos de 3 mm de diámetro cada uno que unan la parte posterior del encerado de la prótesis con la parte media y posterior de la mufla, donde se encuentra el aditamento aceptor del sistema de inyección. Estos conductos se obtienen mediante embutir cordones de cera del diámetro correspondiente en el revestimiento.

Las muflas deben de ser especiales en el sentido de más resistentes y con unos mecanismos de cierre más exactos, para poder resistir la presión de inyección. Cuando se inyecta la resina, esta se comporta como un líquido, tendiendo a expandirse en todos los sentidos según el principio de Pascal, provocando que las muflas convencionales se abran y rebose el polímero. Además, deberán poseer un orificio, donde poder hacer encajar el aditamento que posean para la inyección de material.

La resina se coloca en algún tipo de recipiente ó cápsula, una vez mezclada y en fase plástica, que se pueda hacer encajar con la mufla y los conductos de llenado de ésta, y se inyecta mediante medios mecánicos, hidrostáticos ó mediante aire comprimido.

Existen variantes en las que se labran pequeños conductos al exterior para poder comprobar el correcto llenado de la cámara y otras en las que se labra una pequeña cámara de escape en el interior del revestimiento con el fin de poder asegurar una cámara de expansión para el aire contenido en la cámara de moldeo antes de la inyección y de rebosamiento de material (54).

El empaquetado por inyección, elimina la necesidad de hacer pruebas de cierre, dado que la resina se inyecta con la mufla perfectamente cerrada y ajustada con la presión recomendada. Esto evita la aparición de errores que pueden surgir en el método de compresión debido a descuidos que nos provoquen un mal cierre de la mufla al terminar las pruebas de cierre. Además, permite condensar una mayor cantidad de material.

En el sistema de inyección simple, el polímero es introducido en la cámara de moldeo mediante un inyector. La resina es introducida a presión y cuando se cree que la cámara se ha rellenado totalmente, se deja de inyectar y se procede a la polimerización. Durante ésta, la presión es mantenida, pero no se introduce nueva cantidad de resina.

3.- EMPAQUETADO POR INYECCION CONTINUA.

Todo lo dicho en referencia a la cámara de moldeo, las muflas y los sistemas inyectoros, se aplican igualmente para la inyección continua. La diferencia radica en que la inyección se mantiene durante la polimerización, de tal forma que, en teoría, se podría compensar la contracción de polimerización con la afluencia de nuevo material.

La entrada de nuevo material se pudo comprobar (55) mediante una plancha-base transparente en la que se podía observar la formación de semicírculos que indicaban la entrada de acrílico en diferentes estadios de polimerización.

Como exponente más destacado de este método, nos encontramos el:

SISTEMA DE INYECCION CONTINUA SR-IVOCAP.

Este sistema, desarrollado por la casa Ivoclar Co para el procesado de bases protéticas, tanto completas como prótesis parciales removibles, consiste en una resina acrílica polvo-líquido encapsulada que es inyectada en una mufla especial de duraluminio y teflón mediante una presión de 85 psi (7 atmósferas). Esta presión de inyección se mantiene mientras la resina está fraguando.

De acuerdo con los fabricantes, el sistema soluciona los problemas de una contracción de polimerización incontrolada y de la contracción térmica a través de:

- 1.- No incrementarse la dimensión vertical debido a no existir sobrante de resina como en la técnica de compresión.
- 2.- Polimerización de grandes volúmenes sin porosidad.
- 3.- Trituración mecánica produciendo un polímero semejante a una solución.
- 4.- Polimerización controlada en capas a través de polimerizar el material más alejado de la inyección primero.
- 5.- Constante entrada de material a través de la inyección compensando la contracción del material ya curado.
- 6.- Compensación de la contracción por enfriamiento después de la polimerización mediante un material de revestimiento SR-Ivocap.

El sistema se desarrolló en Schaan (Liechtenstein) en 1973 como consecuencia de las investigaciones llevadas a cabo por la Research and Development Division of Ivoclar A.G., por lo que inicialmente se difundió y estudió primeramente en Europa. Posteriormente, su penetración en el mercado se amplió y ya en 1988 un 48% de los laboratorios canadienses lo habían utilizado y un 25% lo usaban como único método de procesamiento de resinas para bases protéticas (56). De esta forma, el empaquetado por compresión y por inyección continua se convierten en dos técnicas de uso rutinario en los laboratorios. Más datos avalan esta cuestión: El 25% de los laboratorios dentales estudiados utilizaban la técnica de inyección continua el 50% ó más del tiempo, aunque no exclusivamente; mientras

que el 50% de los técnicos replicaban que, por una variedad de razones, utilizaban la técnica de la inyección continua menos del 50% del tiempo.

En este estudio, los técnicos de laboratorio reportaban como principales ventajas del sistema las siguientes:

- Alta estabilidad dimensional.
- Las prótesis terminadas presentaban un aumento de la dimensión vertical mínimo.
- Presencia de una estética general adecuada.
- Procedimiento más higiénico para el personal.

Como desventajas se señalan las siguientes:

- Coste inicial del equipo.
- La resina terminada presentaba un brillo inferior al deseable.

La mayoría de los estudios realizados sobre esta técnica se han centrado en el control de la estabilidad dimensional, dando como resultado la mayoría de ellos una menor contracción de polimerización respecto a la técnica clásica de empaquetado por compresión salvo excepciones.

Así, el trabajo de Salim (78), se concluye que el método SR-Ivocap produce bases con mejor adaptación al modelo que el sistema tradicional de empaquetado por compresión y que el sistema de microondas.

En el trabajo de el Ghazali (67), se constata que los copolímeros de poli(metilmetacrilato) procesados por

inyección muestran una menor deformación cuando se les somete a cargas que los procesados por compresión. Sin embargo, no se encuentran diferencias significativas cuando se tratan de poli(metilmetacrilatos) simples.

En el estudio realizado por Huggett (75), se reflejaba, asimismo, que los cambios dimensionales de las bases protéticas eran menores cuando se procesaban con inyección respecto a las procesadas por compresión.

3.- POLIMERIZACION.

Como ya se explicó anteriormente, el iniciador de la reacción suele ser el peróxido de benzoilo, el cual, en el caso que nos ocupa, es activado mediante calor, de tal forma que libera los radicales libres. Esta reacción se produce a partir de los 60° C (11) reaccionando los radicales libres con una molécula de monómero y formándose nuevos radicales generándo la reacción en cadena hasta concluir el proceso. El ritmo de polimerización está influido en gran medida por la temperatura.

En general, a menor temperatura, mayor tiempo de polimerización y mayor peso del polímero, con una mejora de las propiedades físicas de éste.

El calor puede ser suministrado mediante la inmersión de la mufla en agua caliente (lo más común); aplicación de

calor seco mediante hornos; mediante energía de microondas; etc.

La reacción de polimerización es exotérmica, de tal forma que la temperatura del yeso, agua y polímero van aumentando de forma pareja hasta los 70° C, momento a partir del cual nos encontramos con gran cantidad de iniciador activado, lo que nos dispara la reacción en cadena y nos eleva súbitamente la temperatura del polímero hasta los 140 ° C.

En un trabajo realizado por Huggett (79), se desarrolla un método basado en el escáner de calorimetría diferencial como el más idóneo para medir la reacción exotérmica en la polimerización de los acrílicos autopolimerizables. El autor considera el método idóneo para investigar otro tipo de polímeros.

Dada esta alta temperatura, y debido a que la reacción de polimerización, aún siendo rápida, no es instantánea, nos aparece la porosidad interna de la base, puesto que la temperatura de ebullición del monómero es de 100,8° C. Este tipo de porosidad no aparece en la superficie de la prótesis, como ya se vió, puesto que en la superficie se elimina el calor de una forma mucho más rápida.

Teniendo en cuenta estos dos factores vistos anteriormente (elevación brusca de la temperatura en la polimerización y aparición de porosidad interna), se diseñaron diferentes ciclos de polimerización. El ciclo de

polimerización ó curado es los diferentes procesos de calentamiento que se utilizan para controlar la propagación inicial de la polimerización en la cámara de moldeo.

Una velocidad de curado lenta mediante un calentamiento reducido del polímero por encima de los 60° C dará lugar a una elevación menor de la temperatura durante la polimerización.

El ciclo óptimo de polimerización depende del tamaño de la prótesis, pero se considera un ciclo de curado ideal desde 1943 (59) a aquel en el que se coloca la mufla directamente sobre agua a 65° C y se dejan durante 90 minutos para que polimericen las zonas más gruesas sin causar porosidades. Despues se hierve durante 60 minutos para curar las zonas palatinas delgadas.

Existen muchas variaciones de este ciclo, pero la teoría básica es la misma: Hay que polimerizar la prótesis entre 65 y 70° C por tiempo suficiente para que la reacción exotérmica se dispare sin sobrepasar el punto de ebullición del monómero y no nos aparezca porosidad interna en las partes gruesas de la prótesis. Posteriormente ó bien se eleva la temperatura, como vimos anteriormente, para terminar de curar las zonas más delgadas, ó se mantiene esa temperatura durante un tiempo prolongado (el ciclo más aceptado es el de Weaver (87), que preconiza 9 horas a 74° C).

Existe una variante introducida por Harrison (88), en la que tras un estudio pormenorizado de los diferentes ciclos de polimerización, encontró como el que conseguía menor cantidad de monómero residual el consistente en un ciclo de 7 horas a 70° C. Más 1 hora a 100 °C.

En el trabajo de Dogan (89), también se demuestra cómo según se alarga el tiempo de curado y se incrementa la temperatura, el monómero residual disminuye y se mejoran las propiedades físicas mecánicas, a la vez que disminuye la absorción de agua.

Después del baño final con agua caliente, se debe enfriar la mufla con lentitud, puesto que si hacemos un enfriamiento rápido mediante chorro de agua corriente, la prótesis se deformará por la diferencia de contracción térmica del polímero y el yeso del molde. Con 30 minutos a temperatura ambiente más 15 minutos bajo el chorro de agua se considera suficiente (11).

En un trabajo realizado por Yeung (90), se describe una variante a la metodología explicada, consistente en la técnica de dos pasos para el procesado de las prótesis completas. Con esta sistemática, la plancha base se realiza con el polímero definitivo y luego se vuelve a procesar para añadir los dientes. La ventaja de esta secuencia sería una mejor adaptación de la prótesis final.

Existen otras pequeñas variaciones que se pueden hacer en la técnica de procesado para conseguir algún tipo de mejora. Una posibilidad es la que propone Monsenego (91) para la terminación de las prótesis. En su estudio mediante el análisis de los ángulos de contacto con el agua, se llega a la conclusión de que la superficie pulida con material arenoso es la que mejor humectabilidad consigue y por tanto la que mayor retención adopta.

Otra mejora es la que aporta Bahannan (92), que describe un método para mejorar la unión de las bases y dientes de polímero a las estructuras metálicas mediante la aplicación de un recubrimiento de silicio.

Asimismo, existen luego, diferentes posibilidades en cuanto a procesado de reparaciones (composturas) y rebases, con variantes investigadas por algunos autores. Por ejemplo, en el estudio hecho por Arima (93), se emplean probetas provenientes de un molde de acero inoxidable de 20 x 10 x 2 mm para el estudio al microscopio electrónico de la superficie de unión de dos polímeros (rebases) después de utilizar varios tipos de preparadores de la superficie, resultando que solamente aplicando el monómero a la superficie a rebasar, ya se incrementaba de manera notable la fuerza de unión.

2.- PROCESADO DE LOS POLIMEROS ACRILICOS TIPO I CLASE 2 (POLIMEROS TERMOCURABLES EN PRESENTACION EN FORMA DE PASTILLA PLASTICA).

El procesado de estos polímeros es exactamente igual al descrito anteriormente, radicando la diferencia en la forma de presentación del polímero. En este caso, el polímero viene premezclado, por lo que la tarea correspondiente a este paso se hace innecesaria.

Este tipo de polímeros tienen una vida útil menor pero presentan como ventaja el evitar errores en la dosificación puesto que la mezcla se hace en la fábrica.

Un ejemplo del procesado de este tipo de polímeros se encuentra en el apartado de método, cuando se describe el sistema Microbase.

3.- PROCESADO DE LOS POLIMEROS TIPO II (POLIMEROS AUTOPOLIMERIZABLES).

Ya se ha visto anteriormente que, pese a que los polímeros autopolimerizables presentan una adaptación notable, no se utilizan en la actualidad mas que en una mínima proporción para la confección de bases protéticas, debido a que sus propiedades físicas mecánicas son muy inferiores a las del

resto de polímeros. En la actualidad su uso se restringe a la realización de diferentes tipos de reparaciones (composturas) ó de rebases. Es por ello, el que no se amplie más información en este apartado, describiéndose el procesado de un polímero tipo de esta clase en el apartado de método.

4.- PROCESADO DE LOS POLIMEROS TIPO 4 (POLIMEROS FOTOPOLIMERIZABLES).

Se tratan de polímeros introducidos hace escaso tiempo y cuyo papel se restringe hasta ahora a la confección de planchas-base y cubetas individuales, así como en la realización de composturas y rebases ó otro tipo de funciones puntuales: En un trabajo de Nimmo (94), se describe un método clínico para la corrección del sellado posterior palatino utilizando resina fotopolimerizable; En otro trabajo de Huband (95), se describe el uso de bases fotopolimerizables como espaciadores para posteriores rebases blandos (del mismo tema trata el trabajo de Kutay (96), cambiando el polímero fotopolimerizable por silicona).

Como ejemplo de composturas, tenemos un trabajo de Andreopoulos (97), en el que se expone que las resinas fotopolimerizables utilizadas para reparaciones exhiben unas mucho peores propiedades físicas mecánicas (del 9 al

58% inferiores, según de qué parámetro se trate) que cuando se utilizan resinas autopolimerizables.

Su utilización como bases protéticas está siendo estudiada y su uso no está difundido todavía. La razón de esto es que el procesado es complicado por la alta porosidad que adquiere con un compactado manual, así como por la diferente sistemática que hay que llevar a cabo (no se realiza encerado, sino que se trabaja directamente con el polímero). Se están empezando a aportar soluciones a estos problemas, y así en un estudio de Tan (98), se concluye que para que la adaptación de la resina fotopolimerizable (Triad) sea correcta, no basta con la presión digital, sino que hay que ayudarse de un método de vacío utilizando un dique de goma. De otra forma, aparecen numerosos defectos en la superficie de la base.

Al ser un material analizado en este estudio, su procesado se explica en el apartado de método.

5.- PROCESADO DE LOS POLIMEROS TIPO 5 (CURADOS MEDIANTE MICROONDAS).

Existe la posibilidad de activar térmicamente la reacción mediante energía de microondas. Para ello, se deben de emplear polímeros con fórmulas adaptadas, ya que de otra

forma aparecería una gran porosidad interna. Con los estudios realizados hasta la actualidad (11), las propiedades físicas se consideran similares y el ajuste igual ó superior.

Así, en un estudio de Takamata (99) sobre la adaptación de los polímeros, salieron como mejores resultados los grupos correspondientes a las resinas autopolimerizables y los curados por microondas.

Se tratan de polímeros que se manejan de igual forma a los termopolimerizables clásicos, introduciendo solamente la variante de la fuente de calor, que en este caso se trata de microondas. Como ya vimos, su adaptación suele resultar superior y el curado suele ser más completo, con lo que disminuye el monómero residual y por tanto, los problemas alérgicos.

Al curarse en el microondas, necesitan de muflas especiales, confeccionadas en polímeros, dado que las muflas metálicas no se pueden introducir. Sin embargo, no hay ninguna contraindicación para el procesado de prótesis parciales removibles con conectores metálicos, ya que al estar introducidas dentro de la mufla, no provocan ninguna reacción con las microondas.

En el apartado de material y método se describe el procesado de un polímero de este tipo (sistema Microbase).

5. - HIPOTESIS DE TRABAJO.

Para la realización de este trabajo, se han planteado dos hipótesis ó dudas sobre las cuales investigar:

1.- La diferencia en la composición química de los plásticos, implica modificaciones en las propiedades físicas mecánicas.

2.- Los distintos sistemas de manipulación de los plásticos (empaquetado y polimerización), provocan diferencias en las propiedades físicas mecánicas.

6.- OBJETIVOS DEL TRABAJO:

El trabajo consiste en la comparación de las propiedades físicas mecánicas de los polímeros más frecuentemente utilizados como bases protéticas.

Los diferentes materiales a estudiar serán las resinas auto, termo y fotopolimerizables, en combinación con diferentes variantes de manipulación.

Los objetivos que se pretenden alcanzar son los siguientes:

1.- OBJETIVO GENERAL.

Estudiar una muestra de probetas confeccionadas según la normativa I.S.O. 1567 para valoración de las propiedades físicas mecánicas de diferentes tipos de plásticos según su confección y técnicas de manipulación.

2.- OBJETIVOS ESPECIFICOS.

1.- Calcular la **tensión flexural** de estos polímeros, relacionada con la máxima carga que pueden soportar y por tanto, con la resistencia a la fractura. De esta forma se estudiará la fuerza que serían capaces de soportar en boca sin que partieran ó sufrieran una deformación plástica permanente.

2.- Estudiar el **módulo de elasticidad** de cada uno de ellos para obtener información suficiente de la rigidez de

los diferentes materiales, así como de la deflexión transversal que presentan a una determinada fuerza.

3.- Establecer la **dureza** de estas resinas, propiedad relacionada con las características de manipulación y la retención de microorganismos en boca y que puede influir en la vida útil de las mismas.

4.- **Correlacionar estadísticamente los objetivos anteriores**, es decir, determinar qué tipo de polímero y con qué técnica de manipulación se pueden conseguir las propiedades físicas mecánicas más favorables para la utilización clínica de una base protética.

7.- MATERIAL Y METODO.

Tanto el material como el método, vienen impuestos por el seguimiento de las directrices dictadas en las normas internacionales, dado que solamente siguiendo un método estandarizado y aceptado por la comunidad científica se podrán obtener unos resultados fiables y contrastables con los obtenidos por otros investigadores. Sería imposible una discusión posterior, comparando resultados obtenidos por diferentes métodos.

En nuestro caso, seguimos la normativa internacional ISO (Organización internacional para la estandarización). Dicha normativa es la más amplia e internacionalmente aceptada de cuantas puedan encontrarse. La razón de su importancia se intenta explicar a continuación:

La ISO es una organización mundial, compuesta por los organismos nacionales miembros. El trabajo de preparar los estándares internacionales es normalmente llevado a cabo por los comités técnicos ISO. Cada miembro interesado en un tema para el que se requiera un comité técnico tiene el derecho de estar representado en ese comité.

Organizaciones internacionales, gubernamentales y no gubernamentales, en unión con la ISO, también toman parte en el trabajo. Asimismo, la ISO colabora estrechamente con la comisión internacional electrotécnica (IEC) en todos los asuntos de estandarización electrotécnica.

En el caso que nos atañe, la Norma internacional ISO que nos incumbe es la ISO 1567:1988 (Dentistry. Denture Base Polymers).

La Unión Europea posee el CEN (Comité Europeo de Normalización), cuya secretaría central está en Bruselas. Los miembros del CEN son los organismos nacionales de normalización de los países miembros de la Unión Europea más Islandia y Suiza. Este comité dicta las normas europeas que, en nuestro caso corresponde con la norma EN ISO 1567 de fecha enero de 1995, que a su vez adopta íntegramente la Norma Internacional ISO 1567:1988. Esta es la Norma que afecta a los polímeros de bases protéticas.

Las Normas españolas se rigen por una normas oficiales denominadas UNE, que son las versiones oficiales en español de las europeas. Así, en nuestro caso, la Norma que nos incumbe se denomina UNE-EN ISO 1567. Su título es POLIMEROS PARA BASE DE DENTADURAS y sus descriptores son: Odontología, Prótesis dental, Material dental, Plástico, Especificación, Ensayo, Embalaje, Marcado.

Esta Norma española ha sido elaborada por el comité técnico AEN/CTN 106 Odontología cuya secretaría desempeña FENIN.

Actualmente, se está revisando la Norma Internacional Iso 1567 de 1988 y se está preparando su tercera edición (21). Dicha edición la realiza el comité técnico ISO/TC 106, Odontología, Sub comité SC 2, Materiales prostodóncicos. Esta tercera edición, ya preparada, cancela y reemplaza a la segunda si, una vez mandada a

todos los organismos miembros para su aprobación, consigue el respaldo del 75 % de los votantes.

Dado que la revisión se imprimió el 19 de diciembre de 1995 y está en fase provisional, especificándose claramente que el documento está todavía bajo estudio y sujeto a cambios, no pudiendo ser utilizado como referencia, la investigación se basó en la norma vigente. Con todo, pensamos que esta es la normativa más actual y la que regirá durante los próximos años la calidad de los materiales plásticos para las bases protéticas. Por tanto todos los experimentos de esta tesis se regirán por la Norma UNE -EN ISO 1567 (20), aunque se tendrán en cuenta las modificaciones introducidas en esta última revisión dado que aportan una mayor concreción y exactitud, además de ampliar el campo a nuevos materiales y procesos no especificados anteriormente tal y como se detallará con profundidad más adelante.

Las votaciones para la aprobación de esta tercera revisión habían terminado el 1 de octubre de 1997 (el periodo de votación se había iniciado el 1 de mayo del mismo año) con el resultado de más de un 75 % de síes, por lo que a fecha de noviembre de 1997 un documento provisional idéntico al recibido por los comités de secretariado se puso en circulación para acelerar la distribución. Este documento todavía puede estar sujeto a cambios y no puede ser referido como una norma internacional hasta que se publique como tal.

7.1.- MATERIAL.

En la realización del presente trabajo se necesitará el empleo del siguiente material:

1.- MOLDE DEL ESPECIMEN DE ENSAYO.

Los objetivos enunciados en el proyecto requieren el diseño y construcción de un molde que debe de observar los siguientes requisitos:

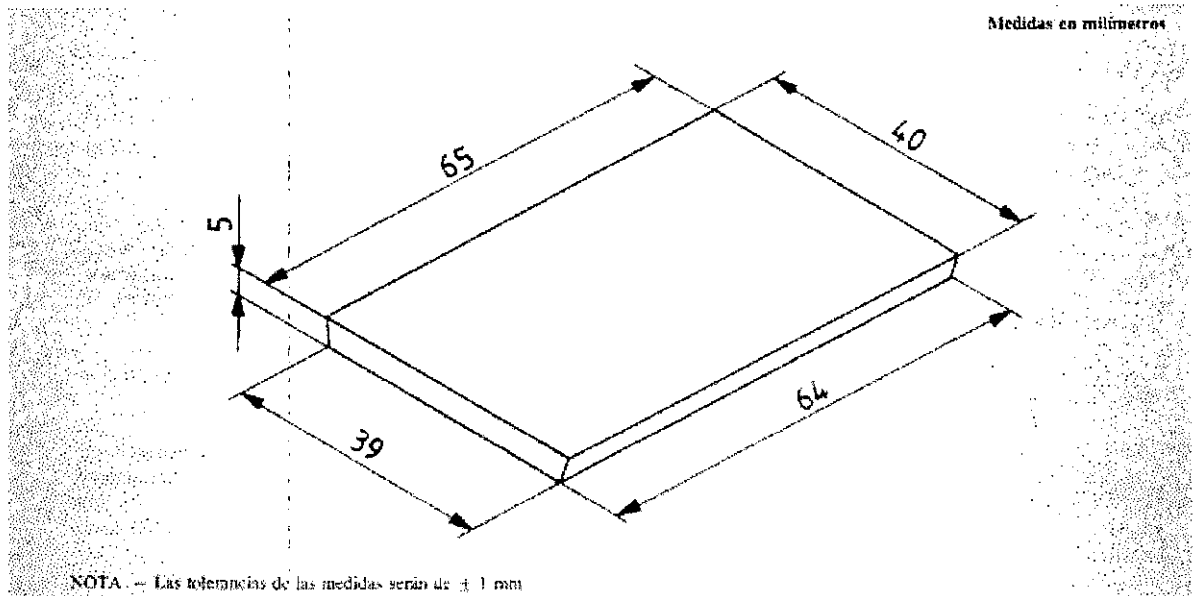
- Fiable.
- Exacto.
- Apto para ser reproducido.
- Cómodo de ser copiado.

Según la norma, el espécimen probeta se tratará de una placa de las siguientes dimensiones (ver esquema adjunto):

- 65-64 mm de longitud,(parte superior e inferior respectivamente);
- 39-40 mm de anchura, (idem);
- 5 mm de profundidad.

Las tolerancias de las medidas serán de ± 1 mm.



**Esquema del molde requerido para la confección de la placa-probeta.**

Para la preparación de la placa de la probeta de ensayo nos pusimos en contacto con el C.E.N.I.M, donde nos realizaron un molde de aluminio (la norma especifica que se podrá realizar de metal ó de polímero), con unas dimensiones interiores iguales a las descritas anteriormente. El molde se diseña de una sola pieza, con esto conseguimos una mayor exactitud que si diseñáramos un molde compuesto por varias paredes unidas entre sí, evitando de esta forma posibles discrepancias de las medidas interiores y rebabas a la hora de obtener la probeta de ensayo. Esta necesidad de hacer la caja de una pieza contrajo mayores problemas de mecanizado a la hora de hacer con las brocas las esquinas rectas, puesto que con el procedimiento normal salen con una curvatura igual al diámetro de la broca.

La razón de que la placa de la probeta de ensayo sea de dimensiones diferentes en su cara superior e inferior, se

debe a que de esta forma se facilitará el proceso de desenmuflado por su diseño expulsivo.

La norma no especifica el grosor de las paredes de la placa, por lo que se decidió hacerlas lo más finas posibles, siempre y cuando aguantasen la presión requerida, dado que así podíamos tener un grosor de escayola de 5 milímetros como mínimo rodeando la caja, requisito que sí nos impone la susodicha norma. Dado que la mufla que se va a utilizar posee unas dimensiones interiores de 80 mm de anchura en su parte más estrecha, se decidió darle un espesor a la pared de 2 mm, de tal forma que la suma de la longitud del espécimen (65 mm), más el espesor de las dos paredes (4mm), permitiera tener esos 5 mm de espacio entre la superficie externa de la caja y la interna de la mufla para la escayola a cada lado ($80 \text{ mm} - 69 \text{ mm} = 11 \text{ mm}$ de espacio en total ó 5,5 mm a cada lado).

Las dimensiones exteriores de la caja se diseñaron de tal forma que correspondieran a un paralelepípedo, esto es que no tuviera un diseño expulsivo como el interior, de tal forma que lográsemos una buena retención en el yeso de la mufla.

Tampoco se especifica si el molde debe de llevar tapa ó no, por lo que en este trabajo se ha interpretado que la colocación ó no de la misma, no influye en el resultado de los tests. En un principio y por razones de comodidad, se eligió la opción de molde con tapa. De esta forma, pensamos que sería mucho más fácil darle una superficie

plana al techo del especimen y, por otra parte, nos ahorraría tener que rellenar la caja con cera para poder colocar posteriormente el techo de escayola en la contramufa.

Las características de la misma, es que está configurada de tal forma que podrá resistir una presión de hasta 2.500 kp/cm². en una prensa y que para los casos en que se estudien los acrílicos inyectados, debía de poseer un orificio de entrada de 5 mm. Por ello se construyeron dos tapas: Una, totalmente plana y con un reborde exterior que le permite ajustar perfectamente con la caja, diseñada para el método de empaquetado por compresión. Se le practicaron cuatro escotaduras, una en cada esquina, para favorecer el rebose del material a la hora de prensarlo.

La segunda, exactamente igual a la anterior pero con un orificio de 5 mm de diámetro, diseñada para el procedimiento de empaquetado por inyección. El orificio se realizó en el centro longitudinal para favorecer el inyectado por igual de toda la superficie de la caja al tener que recorrer la resina igual distancia hasta el borde derecho que al izquierdo. Respecto al lado menor, se perforó más cercano a la fuente de inyección, para evitar el tener que hacer un conducto en la escayola demasiado largo.

El material empleado para la confección de la tapa fue el mismo que el utilizado para la caja y el grosor fue también de 2 mm, suficiente para soportar las presiones

requeridas sin deformación significativa, tal y como nos aseguraron los técnicos del CENIM.

Con posterioridad, se decidió no emplear esta tapa salvo en el proceso de polimerización por luz. Las razones se expondrán en el apartado de método.

2.- MUFLA.

Deberá tener capacidad para alojar la placa de la probeta de ensayo de manera que las esquinas se encuentren a más de 5 mm de distancia de las paredes de la mufla. La razón de este requisito descrito en la normativa posiblemente sea la de proporcionar un calentamiento lo más uniforme de la probeta de ensayo durante la polimerización por calor, huyendo de esta manera de un calentamiento extremadamente superior de los bordes cercanos a la mufla, sobre todo cuando esta es de metal.

Dado que es más interesante utilizar el menor número de muflas para todos los tipos de empaquetados y procesados, pues así introducimos menos variables externas que nos puedan afectar a los resultados, decidimos utilizar solamente dos:

- 1) La mufla proporcionada por IVOCLAR para su sistema IVOCAP de inyección, puesto que de esta forma podíamos utilizar el sistema de empaquetado de inyección continua, sirviéndonos a su vez también para el empaquetado por compresión. Con la utilización de un solo tipo de mufla, mantenemos invariable la cámara de

moldeo, con los mismos espesores de escayola, lo que nos proporciona iguales transmisiones de fuerzas en la compresión y gradientes de temperatura en el calentamiento y enfriamiento de todos los especímenes.

Se trata de una mufla de duraluminio con tapas de teflón y con un dispositivo posterior realizado en el mismo material que le permite introducir un émbolo a través de cual, mediante un orificio de 2,5 mm, se inyecta el material acrílico.

Por otra parte, esta mufla es un poco más grande que las muflas convencionales para el sistema de compresión y, dado que las dimensiones de la placa probeta son voluminosas, nos mejoraba la distancia de los bordes de la placa a la pared de la mufla permitiéndonos esos 5 mm de espesor de material de revestimiento.

2) La mufla proporcionada por el sistema MICROBASE, consistente en una mufla de plástico, con tornillos y bridas metálicas y con un orificio posterior apto para la inyección. La mufla está diseñada para poderse polimerizar la resina en el microondas y ser capaz de aguantar al menos 5,5 bares de presión de inyección.

3.- POLIMEROS PARA BASES PROTETICAS.

La norma internacional ISO 1567:1988 se aplica a los polímeros para base de dentaduras siguientes:

- a) Poli(ésteres de ácido acrílico);
- b) Poli(ésteres de ácido acrílico sustituido);
- c) Poli(ésteres de vinilo);

- d) Poliestireno;
- e) Elastómero modificado de poli(ésteres de ácido metacrílico);
- f) Policarbonatos;
- g) Polisulfonas;
- h) Copolímeros ó una mezcla de los polímeros mencionados desde a) hasta g).

En la revisión que se está efectuando para la tercera edición, se han introducido dos grupos más:

- h) Poli (ésteres de ácidos dimetacrílicos);
- i) Poliacetálicos (Polioximetilenos);
- j) Copolímeros ó una mezcla de los polímeros mencionados desde a0 hasta i).

Por otra parte, la clasificación que establece para los polímeros cubiertos por la norma, es la siguiente:

- Tipo I: Polímeros termoprosados.
 - Clase 1: Polvo y líquido.
 - Clase 2: Pastilla plástica.
- Tipo II: Polímeros autopolimerizados.
 - Clase 1: Polvo y líquido.
 - Clase 2: Polvo y resinas líquidas fluidas.
- Tipo III: Polvo termoplástico para conformar la base de la dentadura.

En la tercera edición, se han introducido dos grupos más:

- Tipo IV: Materiales fotopolimerizables.
- Tipo V: Materiales polimerizables mediante energía de microondas.

Los materiales que se utilizan actualmente para confeccionar las bases protéticas son, como se ha explicado con extensión anteriormente, las resinas dentales. Dentro de estas, las más utilizadas con gran diferencia, son las resinas acrílicas, siendo mucho menos usadas otras familias como las vinílicas ó las estirénicas. Así, según Phillips (11), probablemente más del 95 % de las prótesis totales que se hacen hoy en día utilizan una resina acrílica.

Dentro de las resinas acrílicas, hay multitud de fórmulas que se han experimentado para su uso como bases protéticas, pero el más utilizado es sin duda el polimetilmetacrilato ó P.M.M.A.

Dado que existe una gran cantidad de nuevos acrílicos y que es imposible experimentar con todos ellos, en el presente trabajo se ha decidido estudiar solamente los polimetilmetacrilatos de tres tipos, a saber:

- 1.- Los termopolimerizables en presentación polvo-líquido (Tipo 1, clase 1);
- 2.- Los autopolimerizables en presentación polvo-líquido (Tipo 2, clase 1) y;
- 3.- Los polimerizados mediante microondas (Tipo 5).

La razón de utilizar solamente estos tres grupos esta basada en la obtención de una serie de ventajas para nuestra investigación:

- Por una parte ser las más ampliamente difundidas y utilizadas en la actualidad, siendo por tanto objeto de un mayor número de investigaciones, lo que nos permite una

comparación de resultados entre mayor número de autores;

- Por otra, en no haberse demostrado hasta ahora las ventajas de las otras formas de presentación como las resinas fluidas.

A los polimetilmetacrilatos anteriormente mencionados, se les ha añadido en los últimos años un nuevo material para bases protéticas (Tipo 4) cuya diferencia estriba en su composición química (no contiene polimetilmetacrilato), y en su forma de polimerización (es fotopolimerizable). El sistema elimina la necesidad de ceras, muflas, polimerizadoras de agua caliente, procesos de empaquetado y técnicas de control de temperatura, requeridas por los sistemas convencionales. Los fabricantes llaman la atención así, del ahorro de tiempo que supone todo esto. Por otra parte, la bibliografía existente sobre el tema ya es cuantiosa, lo que permite contrastar resultados con numerosos autores. Todas estas razones introducen una perspectiva futura que nos ha decidido a incluir estos materiales en este estudio.

En esta tesis, basándose en los datos que ha encontrado el autor en la literatura disponible, se utiliza como hipótesis la idea de que es mucho más importante para las características físicas finales de las resinas la realización de determinadas técnicas de enmuflado y polimerización que la marca utilizada de la resina en sí. Creemos que dentro del mismo grupo de resinas, la utilización de una u otra marca no determina grandes

diferencias en los resultados finales, siempre y cuando estemos hablando de marcas ampliamente difundidas y contrastadas con los controles más rigurosos (en nuestro caso, todas estaban certificadas por la ADA).

Por ello, escogimos dos marcas del tipo I, clase 1 (una para inyección y otra para empaquetado por compresión); una del tipo 2, clase 1; una del 4 y; una del tipo fotopolimerizable (5), después de asegurarnos de que se trataban de marcas ampliamente difundidas y utilizadas en el mercado español.

Las marcas elegidas para el **Tipo 1, clase 1** fueron:

1.- **SR-IVOCAP:** El fabricante es la casa Ivoclar-Vivadent.(Ivoclar AG. Bendererstrasse 2. FL- 9494 Schaan. Liechtenstein.).

La relación polvo-líquido es 20 gr/30 ml. Tiene un tiempo de mezclado de 5 mín y un tiempo de trabajo de 24 horas.

Esta resina se utilizó para obtener las placas correspondientes a resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección simple e inyección continua.

2.- **LUCITONE 199:** Pertenece a la casa Dentsply/Trubyte Division (570 W. College Ave. York, PA 17405-0872).(57).

La fórmula del polímero corresponde a $(CH_2(CH_3)COOCH_3)_n$, siendo por tanto un polimetilmetacrilato.

Además, el polvo contiene peróxido de Benzoilo en un porcentaje inferior al 0,2%.

El monómero corresponde a un metilmetacrilato, cuya fórmula es : $\text{CH}_2 (\text{CH}_3) \text{COOCH}_3$, correspondiente a la familia química de los ésteres metacrílicos. Porcentualmente se compone de:

- Metilmetacrilato en una proporción inferior al 95%.
- Etilen-Glicol-Dimetacrilato en menos de un 10%.

Las propiedades físicas del polvo según los fabricantes (22) son:

- Temperatura de descomposición del polímero: 300 ° C.

- Solubilidad en agua del polvo: No soluble.

Las propiedades físicas del líquido (57) son:

- Temperatura de ebullición : 101 ° C.
- Presión de vapor : 29 mm de Hg.
- Densidad de vapor : 3.45.
- Punto de congelación : -48 ° C.
- Solubilidad en agua : Ligera.
- Gravedad específica : 0,94.
- Ratio de evaporación : Menor a 1.
- % volatilidad por volumen: 100%.
- Temperatura de autoignición: 435 ° F.

Las especificaciones dadas para su manejo y manipulación son las siguientes (57):

- Temperatura de almacenaje para el polvo y el líquido: 60-80 ° F.

- Ratio polvo/ líquido: 21 g (32 cc)/ 10 ml.

- Tiempo de mezclado (tiempo requerido para mojar todas las partículas): 15-30 seg.

- Tiempo requerido para alcanzar la plasticidad de empaquetado a 23 ± 1 ° C.: 9 ± 2 min.
- Tiempo de trabajo: 10 ± 4 min.
- Material a utilizar para preparar el molde : Yeso.
- Temperatura del molde a la hora de empaquetar: Aprox. 110 ° F.
- Ciclos de tiempo y temperatura recomendados:
 - 1° Fase: 90 minutos a 73 ° C.
 - 2° Fase: 30 minutos a 100 ° C. (Hirviendo el agua).
- Ciclo de tiempo y temperatura alternativo:
 - 8 horas a 73 ° C.
- Método para el enfriamiento de la mufla, tiempo y temperatura:
 - 1° Fase: 30 minutos al aire.
 - 2° Fase: 15 minutos en agua fría (23 ± 8 ° C.).

La marca elegida para el **Tipo 2, clase 1** fue:

PROBASE COLD de la casa Ivoclar Vivadent. (Ivoclar AG. Bendererstrasse 2. FL-9494 Schaan. Liechtenstein.).

Se trata de una resina autopolimerizable con altas propiedades de fluido y modelado, apta para las técnicas de colado ó empaquetado e indicada para: prótesis parciales; prótesis combinadas; rebases; prótesis totales y; composturas. Cumple con las normas DIN 13907, ISO 1567 y ADA n° 12 y su pigmentación está libre de cadmio.

Para la técnica de empaquetado, la dosificación ideal para una prótesis es 20,5 grs de polvo por 10 ml. de líquido. Polimeriza a temperatura ambiente (18-25 °C.) bajo presión constante de 80 bares en prensa durante 30 minutos..

La presentación es en frascos de 500 gramos de polímero y 500 ml. de monómero y tiene una estabilidad de almacenamiento de 3 años a temperatura ambiente fotoprotegida.

La marca elegida como resina fotopolimerizable (**Tipo 4**) fue:

TRIAD VLC Denture Base Material: El fabricante es la casa Dentsply International Corporation, 570 W. College Ave. York, Pa. 17405-0872.

El tipo utilizado fue el Regular Pink Unfibered.

El material no contiene poli(metilmetacrilato).

Las propiedades físicas que posee son las siguientes:

- Presión de vapor: < 1 mm. Hg.
- Densidad de vapor: > 1.
- Punto de congelación: < -40 °C.
- Solubilidad en agua: Despreciable.
- Apariencia y olor: Pasta rosa con ligero olor a éster.
- Gravedad específica: 1.2.
- % volátil por volumen: Despreciable.

Se debe almacenar refrigerado y protegido de la luz. Fuentes de calor altas provocan la polimerización (polimeriza en 2 horas a 100 ° C. con una leve exotermia).

La marca elegida para el **Tipo 5** fue:

MICROBASE, de la casa Dentsply DeTrey GmbH.
Eisenbahnstrabe 180. D-63303 Dreieich.

La composición química según los fabricantes es (54):

- Un 43% en peso de uretano dimetacrilato de alto peso molecular.
- Un 55% en peso de relleno consistente en:
 - polímeros con alto grado de entrecruzamiento.
 - Dióxido de silicio pirogénico.
 - Polvo de cristal microfino.
 - Fibras textiles.
- Un 2% en peso de iniciadores, inhibidores y pigmentos.

Las propiedades físicas que tiene, siempre según el fabricante son:

- Resistencia a la flexión: Aprox. 75 Mpa.
- Módulo de elasticidad: Aprox. 2800 Mpa.
- Deflexión transversal:

Incremento de la fuerza (N).	Deflexión (mm).
15-35	1,0-2,5
15-50	2,0-5,0

- Absorción de agua: Menor ó igual a 32 microgramos/mm³.
- Solubilidad en agua: Menor ó igual a 1,6 microgramos por mm³.
- Estabilidad de color: Solamente ligeros cambios.

4.- EQUIPO PARA EL PROCESAMIENTO DE LA RESINAS TIPO 1,CLASE 1 Y TIPO 2,CLASE 1 .

4.1- MATERIAL DE REVESTIMIENTO.

En nuestro caso utilizaremos yeso marca Durguix de la casa Protechno Productos Protésicos,S.L. Polígono Ampurda internacional, Nave 6. 17469. Vilamalla, Gerona.

Se trata de un yeso piedra duro natural, tipo III. Corresponde con la normativa DIN 13911-3; ISO 6873. Sus características son las siguientes:

- Proporción de mezcla: 28 ml/100 grs.
- Tiempo de trabajo: 5 minutos.
- Expansión: 0,16%.
- Dureza: 120 n/ mm².
- Tiempo de caducidad: 18 meses.
- Color: rosa.

4.2- MEZCLADORA DE YESOS AL VACIO.

Se utilizó el aparato de Whip-Mix (Louisville, KY. 4021) Vac-U-Vestor modelo B, patente 1964 de Canadá y patentes de Estados Unidos numeros 3,263,970 y 3,131,912.

4.3- CERA DE MODELAR.

Se empleó la cera de modelar rosa en láminas para trabajos de prótesis dental marca REUS de la casa CERA REUS, S.A. Pl. castell, 5, Bjo. 43201. Reus, España.

4.4- SEPARADOR DE ESCAYOLA.

En nuestro caso utilizamos la marca Super Sep de la casa Kerr.

4.5- MAQUINA DE ESCALDADO POR AGUA CALIENTE.

Se trata del aparato de la casa KAVO con ducha continua de agua caliente y depósito para acumular la cera proveniente del escaldado.

4.6- APARATO VIBRADOR DE CAPSULAS ACRILICAS DOSIFICADAS.

Cap Vibrator de la casa Ivoclar.

4.7- PRENSA.

Se empleó la de la casa Mestra, con un diámetro de la mesa de 125 mm y una potencia máxima admitida de 400 kg/cm².

4.8- BRIDAS.

Se utilizaron las suministradas por la casa Ivoclar para su sistema de inyección.

4.9- AISLANTE PARA RESINAS ACRILICAS.

Se empleó el "separating fluid" perteneciente a la casa Vivadent.

4.10- SISTEMA DE INYECCION DE RESINA.

1.- Sistema de inyección Ivocap de Ivoclar, que mediante un sistema de aire comprimido suministra una presión de 7 atmósferas a través de un émbolo que inyecta la resina.

4.11- BAÑO KOTTERMANN.

Cuba dotada de una resistencia eléctrica y un termostato, con la cual se puede graduar la temperatura y el tiempo que queremos tener polimerizando la mufla en agua caliente.

El fabricante es la casa Kottermann y se utilizó el tipo 3044 de 2000 vatios.

5.- APARATO FOTOPOLIMERIZADOR.

En nuestro caso utilizamos el polimerizador TRIAD 2000, que trabaja con una lámpara halógena de 250 vatios y posee un plato giratorio regulable en altura.

6.- SISTEMA MICROBASE (EQUIPO PARA EL PROCESAMIENTO DE RESINAS TIPO 5).

El sistema microbase consta de:

1.- Material sintético monocomponente inyectable para bases protéticas (cartucho de 65 grs).

2.- Mufla de dos piezas con tornillos integrados y 2 chapas de cierre.

3.- Dispositivo de inyección con manómetro para aire comprimido, así como tubo flexible para aire comprimido con abrazadera.

4.- Microondas AEG Micromat 115.

5.- Dispositivo de recompresión.

6.- Plantilla de inclusión de plástico (posicionador) de dos piezas.

7.- Escayola para inclusiones Microbase, rosada.

8.- Agente separador y aislante para escayola Microbase, con pincel.

9.- Agente separador y aislante especial Microbase en frasco rociador por bombeo, 200 ml.

10.- Inserto de inyección metálico.

11.- Boquilla de inyección de un solo uso de plástico.

12.- Soporte para muflas (bilateral).

13.- Casquillo protector para cartuchos, metálico con mirillas.

14.- Llave de macho hexagonal, de 6 mm.

15.- Junta de un solo uso de plástico azul.

16.- Papel desmuflador de 70 mm de diámetro.

17.- Cera para canal de inyección de 7 mm. de diámetro.

18.- Cera para canal de evacuación de aire de 5 mm. de diámetro en alambre.

19.- Pincel y soporte de un solo uso.

20.- Garra de extracción y abridor de muflas.

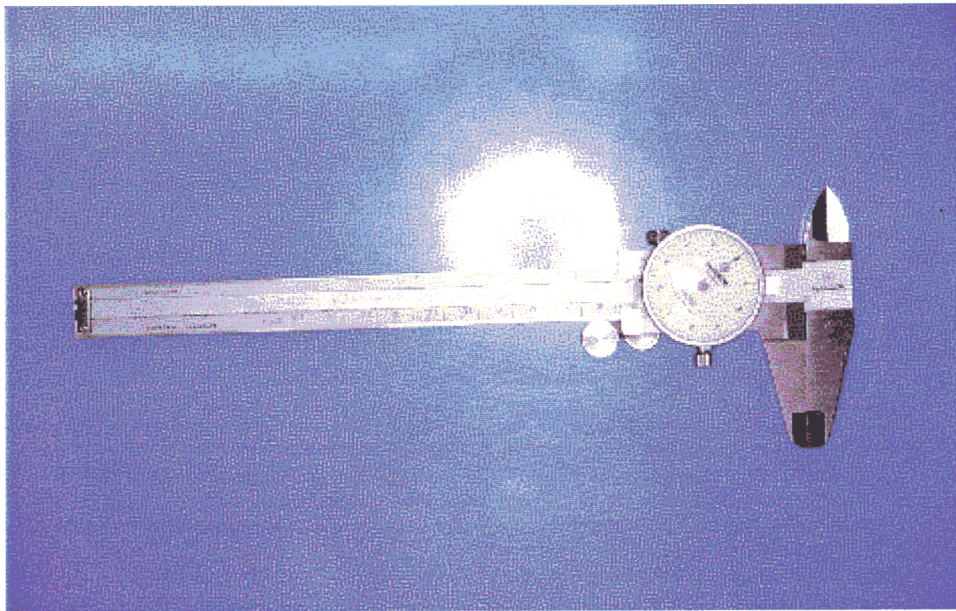
21.- Pasta para pulir y pasta para pulido muy brillante microbase.

7.- CEPILLO ELECTRICO.

Cepillo eléctrico profesional marca STAYER, modelo P-75 de 850 watos. Tiene un régimen de funcionamiento de 15.000 R.P.M y va provisto de cuchillas de metal duro. Nos servirá para rebajar el espesor de las placas.

8.- PIE DE REY DE PRECISION.

Consiste en un pie de rey marca MITUTOYO con una precisión de 0,05 mm. Mediante este calibrador, comprobaremos las dimensiones de las probetas de ensayo con la precisión antes nombrada.



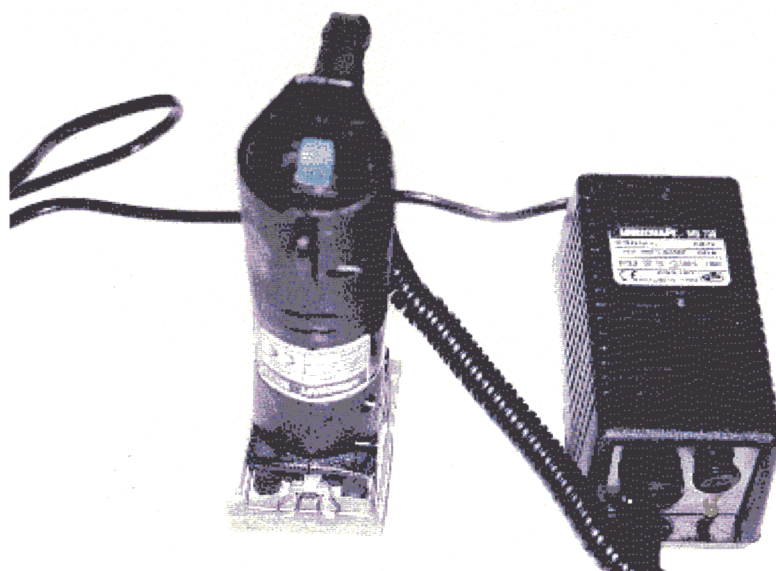
9.- LIJADORA DE ACABADO.

Lijadora de acabado marca MINICRAFT modelo MB 560 adecuada para trabajos de precisión provista de ventilador de aireación, corte de corriente, fuerte carcasa de poliamida y diseñada para utilizarse con un transformador de corriente continua variable. Datos técnicos:

- La corriente continua puede variar de 6 a 16 voltios
- 17.000 órbitas por minuto.
- Par máximo 14 Nm.
- Papel de lija: 110 x 50 mm.

La lijadora va conectada a un transformador de velocidad variable marca MINICRAFT modelo MB 730, cuyas características técnicas son las siguientes:

- Tensión de alimentación: 220 -240 V, 50 Hz.
- Tensión de salida: 9 - 16 c.c.
- Salida: 24 VA.
- Gama de velocidades: 7.000 - 30.000 c.p.m.



10.- PAPELES DE LIJA.

Se utilizaron diferentes tipos de papel de lija para madera. Según su granulometría empleamos cuatro tipos (de mayor a menor):

- 25 N 1 - 4.
- 16 N 9 - 6.
- 17 N 9 - 0.
- 18 N 9 - 00.

11.- PAPEL ABRASIVO METALOGRAFICO NORMALIZADO.

Se exige tener un grano de 30 micras aproximadamente. Se empleó un papel abrasivo 55 FEPA (Federación Europea de Productos Abrasivos).

12.- LASER PARA EL CORTE DE LAS PROBETAS.

Se trata de un láser 300W, consistente en un láser de CO₂ que suministra radiación infrarroja de 10,6 μm . de longitud de onda, en forma de un haz de 6 - 8 m/m. de diámetro, y una divergencia menor de 1 mrad. Este haz, debidamente focalizado, proporciona la elevada densidad de energía que permite cortar materiales por volatización.

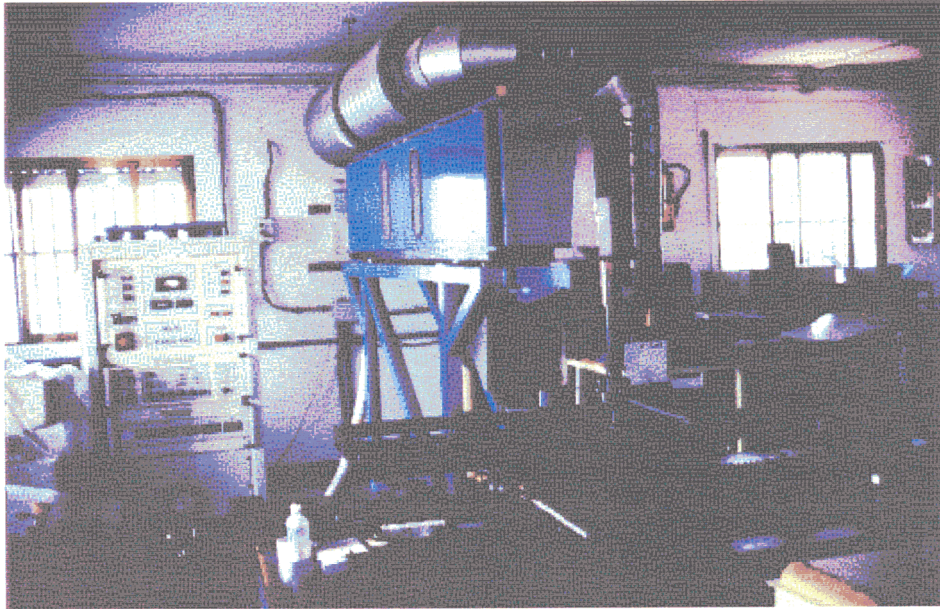
El medio activo donde se produce la emisión láser es una mezcla de anhídrido carbónico, helio, nitrógeno e hidrógeno, a la que se suministra energía a través de una descarga eléctrica de alta tensión.

La presión de trabajo en el interior del tubo de descarga es de 0 - 30 mbar absolutos. El gas se renueva con un caudal máximo de 250 lN/h y se refrigera por una camisa exterior de agua.

De lo anteriormente descrito, se deduce que el láser tiene tres sistemas fundamentales para su funcionamiento:

- Circuito de gas y vacío.
- Circuito de refrigeración.
- Fuente de alimentación y circuito de alta tensión.

Además de estos sistemas que se pueden considerar activos, hay un cuarto sistema, que se puede considerar pasivo desde el punto de vista de funcionamiento habitual. Este es el sistema óptico ó cámara resonante.



13.- MAQUINA DE ENSAYOS INSTRON.

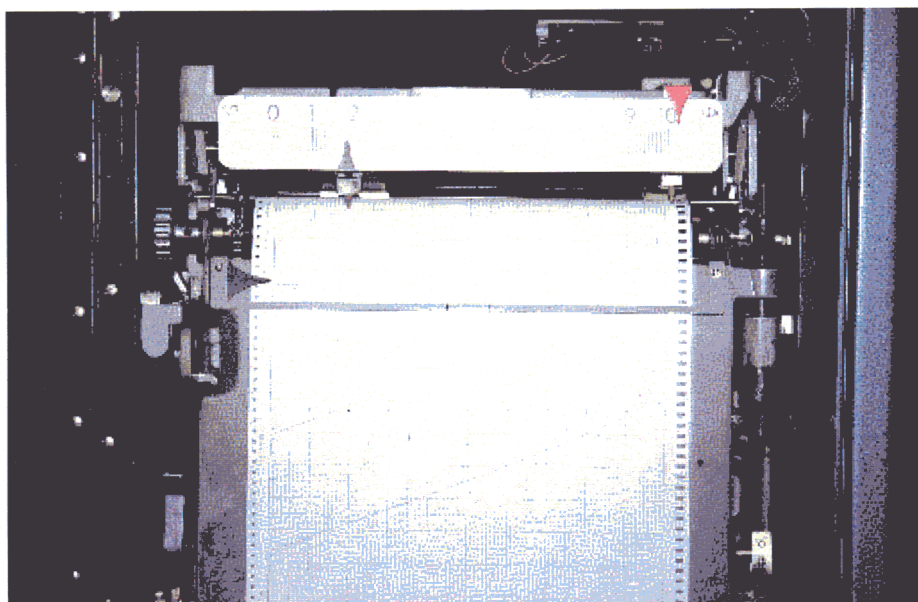
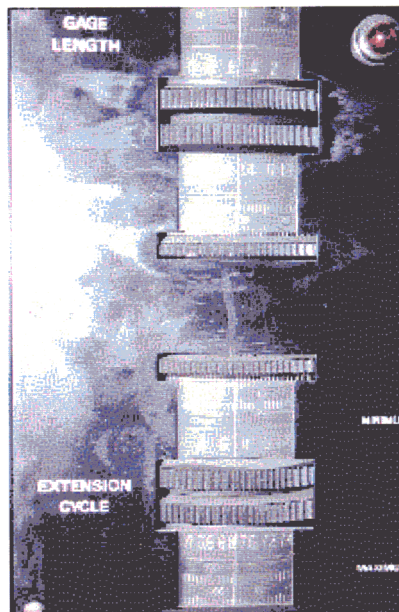
Con ella, mediremos la resistencia transversal y el módulo de elasticidad de cada especimen. Deberá de ser calibrada, con una velocidad de avance constante de 5 mm/min \pm 1 mm/min y dotada de un dispositivo que mida la deformación del centro de la probeta con una precisión de 0,025 mm. Cuando se calibre la máquina se tendrá presente cualquier fuerza ejercida que el dispositivo de medida de la deformación registre.

En nuestro caso se empleó una máquina de tracción-compresión de la firma INSTRON. Las características de la misma permiten aplicar una fuerza máxima de 5000 N, con una posibilidad de registro a fondo de escala de 100 a 5000 N por escalones. La velocidad de desplazamiento del empujador, o lo que es lo mismo, de aplicación de la carga, se puede ajustar en un rango que varía desde 0,05

a 50 mm/min. La velocidad de registro (velocidad de desplazamiento del papel milimetrado) puede ajustarse a conveniencia mediante la variación del diámetro de dos ruedas dentadas engranadas.

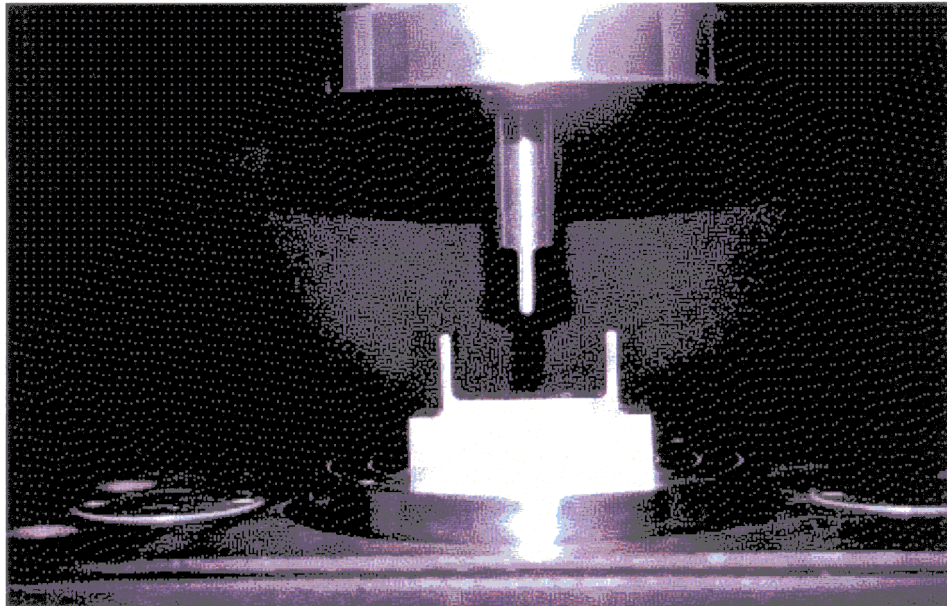
La máquina de ensayo posee en su base una plataforma fija donde se encuentra la celda de carga. Esta, se encarga de codificar electrónicamente la resistencia encontrada enviándola al puntero para registrarlo gráficamente en las abscisas del papel milimetrado, equivaliendo a la fuerza empleada medida en newtons.

Asimismo, la máquina está dotada de una plataforma móvil, a la cual se fija el empujador, y que va a ser la que ejerza la fuerza sobre la probeta de ensayo y produzca una determinada deflexión transversal. Dicho desplazamiento, se registra gráficamente en el eje de las ordenadas del papel milimetrado.



14.- CABALLETE PARA PRUEBAS.

Esta compuesto por un brazo de carga central y dos soportes con superficies cilíndricas pulidas, de 3,2 mm de diámetro y 10,5 mm de largo. Su construcción se realizó en acero. Los soportes son paralelos con una precisión de 0,1 mm y perpendiculares a la línea central longitudinal. La distancia entre los centros de los soportes es de 50 mm \pm 0,1 mm y el pistón de carga se encuentra en la mitad de la distancia que media entre los soportes. Se tomarán medidas tendentes a evitar que la probeta pierda su alineación con los apoyos.



15. - BAÑO MARIA.

Debe poder mantener la probeta húmeda y a una temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ durante el curso del ensayo. En nuestro caso, utilizamos uno de la marca SUPER, de 3.000 vatios de potencia, con 2 litros de capacidad y termostato de mantenimiento.

16. - MAQUINA DE ENSAYOS DE DUREZA ROCKWELL-B.

Se utilizó el aparato de la marca Wilson, modelo Rockwell Hardness Tester serie 500. Posee una pantalla digital con visores para la carga mínima y la carga máxima, así como un visor con el resultado del ensayo. Puede realizar ensayos de dureza Rockwell A, B y C. Posee penetradores intercambiables para cada tipo de ensayo y se puede variar la carga para cada uno de ellos.

7.2.- METODO.

7.2.1.- TIPO DE DISEÑO DEL ESTUDIO

El presente trabajo de investigación se enmarca en los DISEÑOS EXPERIMENTALES DE MATERIALES.

En éste, mediante el diseño artificial de unas condiciones (las reportadas por las normas ISO), se realiza una observación preparada con el fin de controlar los factores que interfieren en el fenómeno objeto de conocimiento (F.O.C.), de modo que se manifiesten solo las variables dependientes (efectos).

El estudio se engloba en el conocimiento científico explicativo, pues trata de explicar una relación causa-efecto del F.O.C. (por ejemplo: Causa=incremento de la fuerza; Efecto=rotura de la probeta). Por tanto, posee las características típicas de este tipo de conocimiento:

- 1.- Es materialista.
- 2.- Objetivo
- 3.- Racional (sigue las leyes de la lógica).
- 4.- Sistematizable.
- 5.- Verificable y
- 6.- Permite predecir hechos (basados en hechos del experimento).

Estos hechos se verifican por el método inductivo y, por ello, necesitan procedimientos empíricos basados en: Los sentidos

corporales, las medidas de los instrumentos utilizados y, la comparación con los resultados de otros investigadores.

Se trata, por tanto, de un método hipotético-deductivo en el que, a través de una experiencia, se intenta llegar a establecer una relación causa-efecto.

La investigación y la experimentación clínica han demostrado que existe una relación entre los resultados clínicos y las propiedades de los materiales. Así, los materiales para bases protéticas deben soportar la aplicación de fuerzas, tanto durante la confección y manipulación de las mismas como en su utilización en la boca, siendo muy importante tener en cuenta sus propiedades mecánicas.

Para estudiar las propiedades mecánicas de las bases protéticas hemos elegido en primer lugar, el **ensayo de flexión transversal**, ensayo que se reconoce como el que más datos aporta dado que implica fuerzas de tracción y de compresión, reportándonos datos acerca de:

- 1.- Flexión de la probeta a una fuerza determinada.
- 2.- Resistencia final del material a la flexión (fuerza necesaria para romper la probeta).
- 3.- Tensión flexural (relación entre la carga máxima aceptada por la probeta y la flexión de ésta en ese momento).
- 4.- Módulo de elasticidad del material.

La importancia de este ensayo está aceptado por la inmensa mayoría de los investigadores de propiedades de los materiales.

Además, su realización está reglada por la normativa internacional (Normas ISO).

En segundo lugar, realizamos los ensayos de dureza, propiedad física mecánica que consideramos como la segunda en interés, dado que está directamente relacionada con el desarrollo de microorganismos en superficie y con las condiciones de repasado en la confección de las prótesis.

Para la realización de las pruebas se seguirán las directrices de la Norma ISO 1567:1988 junto con las modificaciones introducidas en la revisión para la publicación de la tercera edición, tal y como se explicó al principio del apartado de material y método.

Esta norma internacional ofrece una clasificación de, y especifica los requisitos para, los polímeros que se usan para base de dentaduras; este documento también especifica los métodos de ensayo para determinar el cumplimiento de dichos requisitos.

Según las últimas modificaciones de las normas anteriormente reseñadas, se aconseja repetir cada ensayo con 5 especímenes. Los especímenes se mantendrán en una solución de agua a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ durante $50\text{ h} \pm 2\text{ h}$ antes de realizar las pruebas.

7.2.2.- VARIABLES INDEPENDIENTES Y DEPENDIENTES.

1.- VARIABLES INDEPENDIENTES.

Corresponden a los distintos parámetros que vamos a predeterminar en las máquinas de ensayo (Instron y Rocwell B) para realizar los ensayos de resistencia transversal y dureza respectivamente. De los valores que toman esas variables van a depender las variables dependientes, las cuales muestran cómo es el comportamiento de los materiales de estudio en las condiciones predeterminadas.

Estas variables independientes van a ser para el ensayo de flexión transversal, las siguientes:

1.- Fuerza aplicada:

Se trata de una variable cuantitativa continua, que viene expresada en Newtons. En el ensayo, la fuerza inicial es cero, incrementándose hasta alcanzar los valores de ruptura de los materiales de estudio.

2.- Velocidad de descenso del pistón de carga:

Viene determinada por las normas I.S.O. En nuestro caso, se trata de una velocidad de avance constante de 5 mm/min \pm 1mm/min.

3.- Temperatura del ensayo:

Asimismo, también está normalizada por la normativa I.S.O. La temperatura será de 37 ° C \pm 1° C. La razón de ello, como se puede imaginar, es la de reproducir lo más fielmente la temperatura del medio bucal.

4.- Velocidad del papel de registro:

Se determina la velocidad que resulte más cómoda para el análisis de los resultados. En nuestro caso se eligió 10 cm/min.

Las variables independientes para los ensayos de dureza fueron:

- 1.- Fuerza aplicada:
- 2.- Velocidad de la carga:
- 3.- Temperatura:

Dado que este ensayo no está normalizado, se decidió hacerlo a temperatura ambiente (21° C). Esta temperatura se mantuvo constante para evitar que cambios en la misma pudieran inferir ó modificar los resultados.

2.- VARIABLES DEPENDIENTES.

Reflejan el comportamiento de los materiales sometidos a estudio bajo las condiciones establecidas en el ensayo. Es decir, son las variables que muestran los efectos que causan las variables independientes predeterminadas.

Las variables independientes para el ensayo de flexión transversal serán:

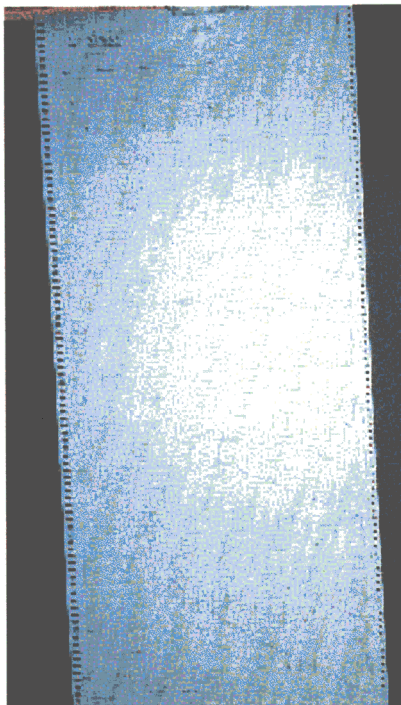
- 1.- Deformación:

Según lo establecido por las normas I.S.O. la máquina de ensayo (Instron) debe de estar dotada de un dispositivo que mida la deformación del centro de la probeta con una precisión

de 0,025 mm. Esta medición debe ser continua durante todo el tiempo que dure el ensayo, es decir, deberá medirse la elongación durante todo el tiempo que dure el avance del pistón de carga hasta la rotura de la probeta.

2.- Rotura de la probeta:

Es una variable cualitativa nominal binaria, en la que observamos si ante la aplicación de una fuerza continua aparece la fractura de la probeta ó no. En la mayoría de las probetas se llegó a la fractura, salvo en pocas excepciones en las que la probeta se dobló, apareciendo grietas sin llegar a fracturarse. En el caso de que no se fracture, se anota dónde aparecen las grietas y su dirección.



Gráficas obtenidas con la máquina Instron, donde se pueden calcular la deformación y la fuerza de ruptura de las probetas.

Las variables dependientes en los ensayos de dureza fueron:

- 1.- Profundidad de hundimiento de la bola:

7.2.3.- PREPARACION DE LA PLACA DE LA PROBETA DE ENSAYO.

1.- PREPARACION DEL MOLDE.

Se reviste el molde de la placa probeta en la mufla. Para ello, empleamos un yeso de tipo III, de mayor dureza y mejores propiedades físicas que los utilizados normalmente. En nuestro caso utilizamos la marca Durguix, de la casa Protechno.

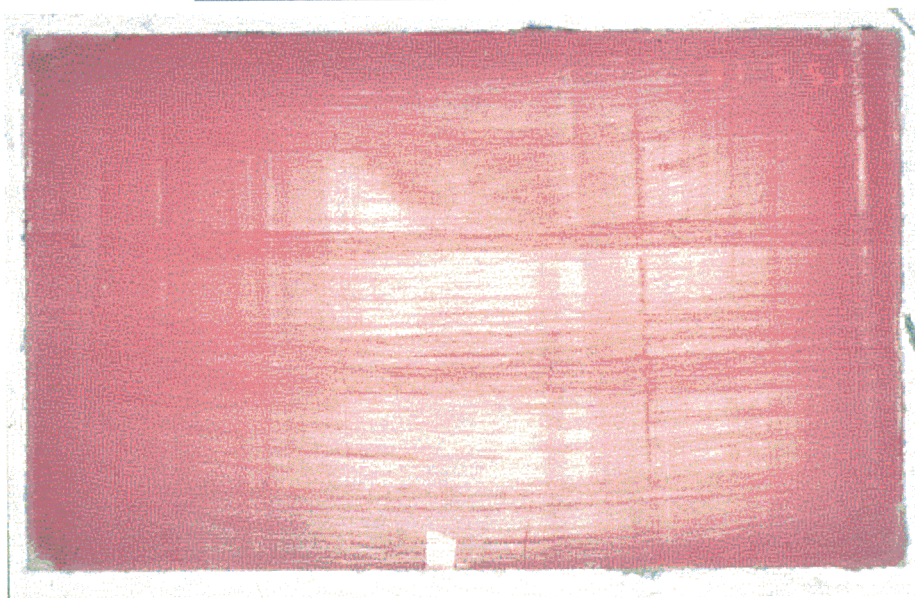
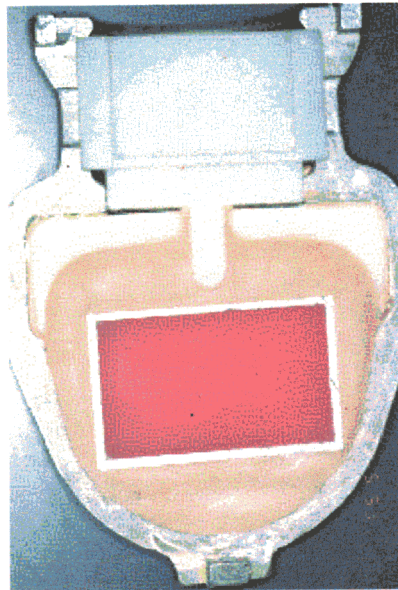
La razón de utilizar un yeso tipo III para el enmuflado viene dado por las siguientes consideraciones:

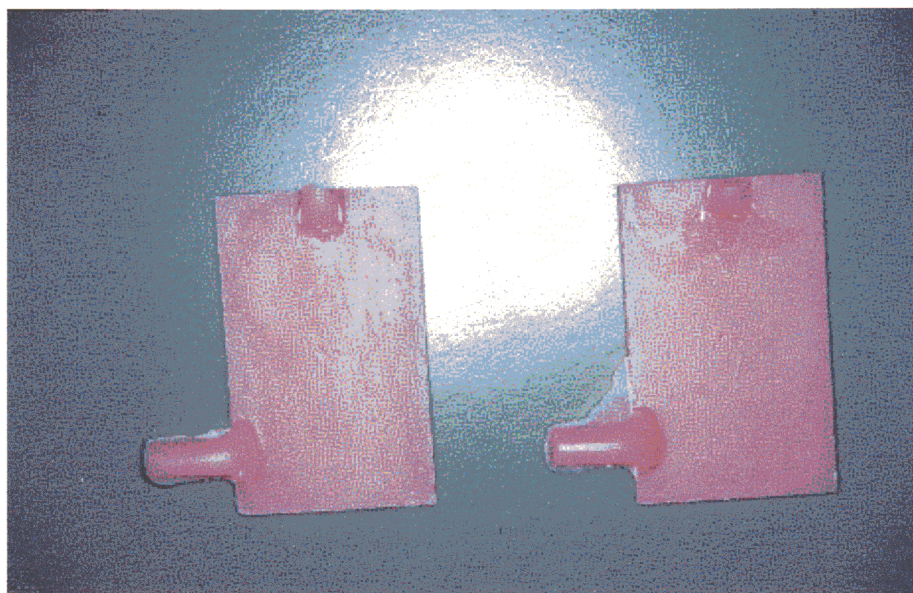
- 1.- El hecho de que en los sistemas de empaquetado por inyección (Ivocap y Microbase) se debe de soportar una presión de inyección de 6 bares.
- 2.- La necesidad de soportar altas temperaturas (especialmente en el sistema Microbase).
- 3.- La imposición de tener que utilizar el mismo tipo de revestimiento en todos los sistemas para evitar introducir variantes en el método del experimento.

Todos estos requerimientos eran satisfechos por un yeso de tipo III (la resistencia a la compresión en una hora mínima es

de 210 kg/cm² ó 3000 psi)(11), por lo que se decidió emplear este material.

Previo al enmuflado de la caja-molde, se rellenó esta de cera para poder posteriormente vaciar la contramufla. La necesidad de tener que llenar la caja de cera fue debido a la decisión de no utilizar la tapa de la caja. La razón de ello fue la de igualar el material y método en todos los sistemas de empaquetado:





Placas-probeta.



Todas las placas-probeta clasificadas.

En el sistema de empaquetado por compresión se necesitaba la tapa hermética; en el sistema de empaquetado por inyección se necesitaba la tapa con orificio y; en el sistema Microbase, ó no se colocaba tapa ó se diseñaba una tercera con una escotadura para el canal compensador de aire. Dado que nos parecía introducir variantes que de alguna forma nos podían modificar los resultados y pudiendo evitarlos, optamos por enmuflar sin tapa aunque ello nos supusiera tener que encerar previamente la caja-molde. Por todo ello, se enceró la caja-molde en todos los experimentos salvo en los dos correspondientes a las placas de resina fotopolimerizable como se verá posteriormente.

Se prefirió encerar la caja antes de introducirla en la mufla por razones de mayor manejabilidad y comodidad. Se utilizó la cera Reus para modelar descrita en el apartado de materiales llenando la caja en exceso de tal forma que después de dejarla enfriar, se pudiera enrasar la superficie de la cera igualándola con los bordes de la caja mediante el empleo de una cuchilla amplia. De esta forma se conseguía una superficie lisa y plana que nos proporcionaría posteriormente el techo de escayola a la hora de empaquetar la resina (ver fotografías).

Para el enmuflado de la caja-molde en la mufla, se batieron 100 c.c de agua con 32 gramos de yeso medidos en una balanza, según la proporción óptima aconsejada por el fabricante. El batido se efectuó durante 1 minuto en la máquina al vacío de la casa whip-Mix. Posteriormente, se

colocó la tapa de teflón de la mufla, se llenó ésta de yeso hasta los bordes, se introdujo la caja y, se retiró el sobrante de escayola, de tal forma que revestimiento y base de la caja formasen un plano horizontal que estuviera enrasado con los bordes de la mufla. Se tuvo especial precaución en dejar bien limpios de escayola los bordes de la mufla para asegurar luego un buen ajuste entre ésta y la contramufla. Una vez enrasado, se alisó toda la superficie de escayola y se dejó fraguar a temperatura ambiente durante 45 minutos.

Con la mufla vaciada y fraguada, se procedió a pincelar de aislante de escayola (Super Sep de la casa Kerr) toda la superficie de yeso, así como la superficie de cera y los bordes de la mufla. De esta forma, nos aseguraremos de que podamos vaciar la contramufla y luego podamos abrirla para el escaldado, sin que se nos unan las superficies de yeso de mufla y contramufla ni nos aparezcan pequeñas fracturas en el techo de escayola de la caja. Una vez pincelado abundantemente, se sopló suavemente con aire comprimido para obtener una fina película lo más homogénea posible.

Entonces, se colocó la contramufla, asegurándonos que ajustase bien y se volvieron a batir 100 c.c de agua con 32 grs. de yeso en la batidora al vacío durante 1 minuto, vaciando posteriormente la contramufla hasta que rebosase y colocando la correspondiente tapa de teflón, cerrándola con presión manual hasta que asentase, retirando los sobrantes de

escayola. Se dejó fraguar los correspondiente 45 minutos a temperatura ambiente.

Pasado el correspondiente periodo de tiempo, se procedió a abrir la mufla mediante un ligero apalancamiento con un cuchillete de escayola introducido en las muescas existentes para tal fin. Separadas mufla y contramufla, se introdujo la mufla con la caja-molde llena de cera en la máquina de escaldado de la casa Kavo (ver sección de material) para la eliminación total de la misma mediante chorro de agua caliente. Con tal fin, se matuvo debajo del chorro durante un periodo de 10 minutos, limpiando y secando cuidadosamente todas las superficies después de haber comprobado que no existían ya restos de ningún tipo. De esta forma, nos aseguramos, que en la mufla nos quedará una cavidad virtual exactamente igual a las dimensiones requeridas por la norma.

Por último, se pincelaron todas las superficies (de yeso y la caja-molde en todas las caras a la vista) de separador de resinas acrílicas marca Ivoclar con el fin de que una vez polimerizada la placa de resina, se pudiera extraer fácilmente. De esta forma, se dejaba todo preparado para la siguiente fase, consistente en el empaquetado de la resina.

Todas las fases explicadas en este apartado de la norma correspondientes al preparado del molde, se ejecutaron exactamente igual para todos los sistemas en experimentación, a excepción de las dos placas correspondientes a la resina fotopolimerizable, en las cuales, la caja molde no se enmufló

por la razón de que, por una lado la mufla no cabía en la cámara de polimerización y por otro, no influía de ninguna forma en la polimerización de la resina.

El enmuflado de la caja-molde se repetía cada vez que se cambiaba de sistema, por lo que se repitió 8 veces. Dentro del mismo sistema, las dos placas se confeccionaban con el mismo enmuflado, dado que al utilizar un yeso tipo III éste aparecía sin defectos después de la primera polimerización y de esta forma nos garantizaba las mismas condiciones para las dos placas del mismo tipo. Al cambiar de sistema, se prefirió volver a encerar y enmuflar la caja porque, aunque todavía no aparecían fracturas en el yeso, se estaba expuesto a que aparecieran defectos por el envejecimiento del mismo al someterle repetidas veces a los cambios de temperatura y humedad de los diferentes ciclos. Con este método, se garantizaban las mismas condiciones externas para las dos placas de cada sistema y, a su vez, el perfecto estado del yeso de revestimiento en cada uno de estos sistemas.

2.- PROCEDIMIENTO.

2.1.- MATERIALES Y TECNICAS A ESTUDIAR.

Se estudiarán tres tipos diferentes de resinas acrílicas según su tipo de curado:

- Resinas autopolimerizables.
- Resinas termopolimerizables.
- Resinas fotopolimerizables.

Se decidió coger una marca representativa en el mercado de cada uno de los tipos (dos en el caso de los termopolimerizables, dependiendo de si se trataba del sistema de empaquetado por compresión ó del de inyección). No se estudiaron varias marcas dentro de cada tipo debido a la hipótesis de partida, que daba mucha mayor importancia para los resultados físicos finales de los plásticos a la composición, empaquetado y tipo de polimerización que a las diferencias, dentro de cada grupo, entre fabricantes.

Según el proceso de empaquetamiento, se estudiarán dos métodos:

- Empaquetamiento por prensado: El plástico es empaquetado en el molde mediante la utilización de una prensa mecánica.
- Empaquetamiento por inyección: El acrílico es introducido en el interior de la mufla por la acción de un inyector

neumático. Dentro de este procedimiento, podemos describir dos variantes:

a) Empaquetado por inyección simple: El polímero es introducido en la mufla mediante un inyector únicamente durante el tiempo de la primera fase de polimerización.

b) Empaquetado por inyección continua (sistema SR-Ivocap de Ivoclar): Mediante este método se pretende rellenar de acrílico el espacio que queda vacío por la contracción del propio material durante su polimerización, ya que se mantiene la inyección durante todo el tiempo del proceso de polimerización.

Para inyectar el acrílico, se necesita un conducto que comunique el interior de la cavidad con el exterior. Dicho conducto ha de ser de 3 m.m de diámetro. Adaptadas las dos partes constitutivas de la mufla, se introduce en el interior de la brida y se somete a la acción de la prensa hidráulica, que se activa a una presión de cierre de 2500 kp/ cm². Posteriormente, se procederá al proceso de inyección, con una presión constante de 7 bares.

En el sistema de empaquetado por inyección simple, la inyección es mantenida durante 30 minutos, que es el tiempo que dura la polimerización en masa. Transcurrido este tiempo, se cierra el inyector, pero no se retira éste para mantener la presión de inyección durante todo el proceso.

En el empaquetado por inyección continua, la inyección continúa durante todo el tiempo que va a durar el proceso de

polimerización, de tal forma que se está inyectando acrílico continuamente.

Según la fuente de calor, se estudiarán en las resinas termopolimerizables las variantes:

- Polimerización por calor seco en microondas.
- Polimerización por calor húmedo.

Según el ciclo ó duración de la fuente de calor, se estudiarán en las resinas termopolimerizables:

- Ciclo corto.
- Ciclo medio.
- Ciclo largo.

Combinando todas estas variantes, escogimos nueve grupos representativos por su frecuencia de realización en nuestros días ó por las expectativas de futuro que representaban al decir de los estudios consultados. dichos grupos son los siguientes:

1.- Resinas autopolimerizables empaquetadas por compresión con ciclo de polimerización corto (30 minutos a 23° C.). (AUTOPOL).

Como resina se utilizó la ProBase Cold de la casa Ivoclar Vivadent, que es una resina de tipo 2, clase 1.

Se aislaron con dos capas de fluido separador Vivadent las superficies del revestimiento previamente escaldadas, así como el interior del molde. Se dosificaron 20,5 gramos de polvo con 10 ml. de líquido, según las instrucciones del fabricante, para

garantizar una proporción ideal de mezcla y una mínima contracción de polimerización.

Se espatuló y mezcló bien y con el vaso de mezcla tapado para que no se evaporase el monómero, se dejó madurar durante 3 minutos a temperatura ambiente. Después se rellenó el molde, estando la mufla a temperatura templada y se colocó en la prensa, cargándola con 80 bares de presión y fijando la brida.

Se dejó 30 minutos polimerizando y posteriormente se retiró y lavó.

2.- Resinas termopolimerizables empaquetadas por compresión con polimerización por calor húmedo y ciclo medio. **(TER. HUMEDO medio).**

Como resina se utilizó la Lucitone 199 de la casa Dentsply, que es una resina de tipo 1, clase 1.

Se mezclaron 32 c.c de polvo con 10 ml. de líquido, según las instrucciones del fabricante durante 15 segundos, teniendo cuidado de que todas las partículas del polvo estaban humedecidas. Se tapó el vaso de cristal de mezclas durante un tiempo de 9 minutos, transcurridos los cuales se obtuvo la consistencia correcta para empacar (la masa no se encuentra en estado pegajoso pero tampoco gomoso). Una vez colocado el acrílico en la caja, se cerró la mufla a una presión de 95 PSI, comprobando que había material sobrante mediante su

rebosamiento por los bordes de la mufla. Una vez colocadas las bridas se sumergió en el baño Kottermann a polimerizar.

El tiempo de polimerización en este caso fue el recomendado por el fabricante como ciclo medio, consistente en un periodo de tiempo de 90 minutos a 73 ± 1 °C, subiendo la temperatura del agua a continuación hasta que hierva, manteniéndola así durante 30 minutos más.

3.- Resinas termopolimerizables empaquetadas por compresión con polimerización por calor húmedo y ciclo largo. **(TER. HUMEDO largo).**

En este caso se utilizó la misma resina y sistemática que en el grupo anterior, variando únicamente el ciclo de polimerización, pasando del ciclo medio al largo, posibilidad dada por el fabricante como proceso alternativo de curado. El ciclo consiste en 8 horas en el baño de agua a una temperatura de 73 ± 1 °C, sin necesidad de hacer un periodo posterior hirviendo.

4.- Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección simple con polimerización por calor húmedo y ciclo corto. **(INYECCION SIMPLE corto).**

5.- Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección simple con polimerización por calor húmedo y ciclo largo. **(INYECCION SIMPLE largo).**

6.- Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección continua con polimerización por calor húmedo y ciclo corto. (INYECCION CONTINUA corto).

Como resina se utilizó la de la casa Ivoclar para inyección.

Para el sistema de inyección se empleó el sistema Ivocap de la casa Ivoclar, con una presión de inyección de 6 bares suministrada mediante aire comprimido.

El ciclo de polimerización corto consistió en:

- 5 minutos de inyección sin calor.
- 35 minutos en agua caliente (Baño Kottermann) a 95 ° Centígrados.
- 20 minutos de enfriamiento sumergiendo la mufla en un baño de agua a temperatura ambiente dividido en dos periodos:
 - a) 10 minutos con presión: Tiempo mínimo de inyección requerido para contrarrestar las posibles contracciones sufridas por el acrílico como consecuencia del descenso de la temperatura.
 - b) 10 minutos sin presión.

7.- Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección continua con polimerización por calor húmedo y ciclo largo. (INYECCION CONTINUA largo).

8.- Resinas fotopolimerizables (FOTOPOL).

Se utilizó como resina la Triad VLC Denture Base Material Regular Pink Unfibered, recomendada por la casa para bases protéticas.

La sistemática seguida fue la siguiente:

- La confección de las planchas probeta se tuvieron que hacer en la caja molde sin enmuflar, dado que si se enmuflaba, la mufla no cabía posteriormente en la unidad de polimerización por luz.

Esto pensamos que no era un contratiempo en cuanto al método, dado que no nos variaba ninguna condición externa el hecho de que la caja molde estuviera enmuflada ó no al no ser un proceso de termopolimerización y no influirnos de esta manera la mufla la transmisión del calor.

- Se aplicó una capa de separador MRA (Model release agent) a todas las caras del interior de la caja, así como a la cara interna de la tapa.

- Se relleno la cámara de moldeo con suficiente cantidad de resina, teniendo cuidado de atrapar la menor cantidad de aire posible y asegurándonos de la cantidad era de sobra.

- Se cerró la contramufla con la tapa, dejando rebosar el sobrante y se prensó a 80 bares para intentar eliminar todas las burbujas de aire.

- Una vez prensado, se procedió a retirar la tapa de la caja y se pinceló la cara superior de la resina con el protector ABC (Air barrier coating) para preservarla del aire.

- Entonces se introdujo en la unidad de polimerización durante 6 minutos.

- Una vez polimerizada, se extrajo la placa de la caja, se volvió a pincelar la cara correspondiente a la base de la misma con ABC y se reintrodujo en la unidad de polimerización con esta cara boca arriba, dejándola polimerizar durante otros 6 minutos. De esta forma se siguieron las instrucciones del fabricante en el sentido de polimerizar las prótesis durante al menos 10 minutos realizándolo la mitad del tiempo por cada cara. Dado que un exceso de tiempo de polimerización no altera las propiedades físicas de la resina, se optó por dar esos 2 minutos de más para asegurarnos una completa polimerización.

9.- Resinas termopolimerizables mediante el sistema Microbase. (MICROBASE).

El sistema Microbase es un nuevo proceso para la fabricación de prótesis tanto completas como parciales (totalmente de resina ó esqueléticos). Los componentes esenciales del sistema son la utilización de una resina sin monómero libre; el empaquetado por inyección y; la polimerización por microondas (Tipo 5).

Dado que el sistema de polimerización es por microondas, la necesidad de utilizar la mufla presentada por el sistema es absoluta, dado que no podríamos introducir una mufla metálica como la de Ivoclar en un horno microondas.

La mufla suministrada por los fabricantes consiste en una mufla de plástico troncocónica con una ventana en la contramufla y unos tornillos de cierre metálicos. Para el enmuflado de la caja en la mufla, se proporciona un soporte que permite colocarla paralela a la mesa de trabajo.

El proceso para el enmuflado de la caja fue el siguiente:

- Primero se pulverizó ligeramente con silicona la mitad de la mufla, incluido el hueco para apertura.
- Se situó la mitad inferior del obturador de plástico negro en el interior de la mufla, posicionándose la mitad de la mufla en el sujetamuflas (con el símbolo 1 mirando hacia arriba), de manera que esta mitad de la mufla estuviera en posición horizontal.
- Se cubrió el hueco de apertura con el papel provisto por el fabricante humedecido.
- Se vació la mufla con 400 gramos del mismo yeso empleado en el resto de los sistemas, batiéndolo al vacío con la misma sistemática y tiempos que en el resto de los casos. Los fabricantes recomiendan el empleo de su yeso para enmuflar (Yeso Microbase, cuya proporción de mezcla es de 100 gr. para 32,5 ml), pero dado que no reportaba grandes diferencias con el empleado en el resto de los sistemas, el cual era perfectamente adecuado para resistir las presiones y temperaturas ejercidas en el sistema Microbase, se prefirió utilizar el mismo yeso de enmuflado en los 9 sistemas para no introducir más variantes de cara a los resultados.

- Se colocó la caja de tal forma que su lado menor correspondiera al orificio de inyección, intentando colocar la caja centrada respecto a todas las paredes de la mufla para que el revestimiento de yeso fuera homogéneo por todos los lados. El hecho de colocar la caja con su lado menor hacia el orificio de inyección y no el mayor como se hizo en el sistema de inyección de Ivoclar, se debió a que era la única forma de respetar la exigencia del fabricante de que la distancia entre el modelo y el orificio de inyección estuviera comprendida entre 1 y 2 cm. y compatibilizarla con la exigencia de la norma de que el recubrimiento de yeso de todas las paredes de la caja-molde fuera lo más homogéneo posible y siempre superior a 5 m.m. (por tanto, no era factible colocar la caja con su lado mayor hacia el orificio de inyección a 1-2 c.m. y el otro lado mayor separado de la pared de la mufla mucha mayor distancia).
- Entonces se colocó la mitad superior del obturador de plástico negro contra la mitad inferior.
- Se enceró el interior de la caja con la misma sistemática que en el resto de los sistemas y se enrasó debidamente para que estuviera ajustada a las dimensiones requeridas.
- Se aplicó un bebedero de cera redondeado de 7 m.m de diámetro entre la mitad del lado menor próximo al orificio de inyección y la apertura de inyección, creando un canal inyector y evitando retenciones. El bebedero se introducía 0,5 m.m. en el interior de la caja, al igual que en el sistema Ivocap.

- En el lado opuesto y correspondiendo a la esquina superior derecha vista desde arriba, se colocó un canal compensador de aire con cera redonda de 5 m.m de diámetro según las instrucciones del fabricante. El canal se introducía 5 m.m. en el interior de la caja y se extendía 1 cm. por su lado derecho. La razón de esta cámara de escape la recalcan como esencial los fabricantes para poder asegurar una perfecta inyección de todo el modelo eliminando el aire hacia esta cámara.
- Se retiraron cuidadosamente cualquier residuo de escayola que pudiera permanecer en los bordes de la mufla para permitir a las dos partes encajar adecuadamente, y asegurarse de que posteriormente no hubiera fugas de resina durante el proceso de inyección.
- Se aislaron todas las superficies plásticas con Isolante, asegurándose de que no quedaban restos de aislante en las superficies enceradas.
- Entonces, se aisló la mitad superior de la mufla y los bordes de la abertura para el vaciado de escayola con silicona en spray y se colocó en la parte inferior de la mufla. Se volvió la mufla y se colocaron las pletinas de cierre, apretando los tornillos con la llave Allen suministrada. Se colocó la mufla en el vibrador con la abertura para el vaciado de yeso hacia arriba y se vació permitiendo que el yeso fluyera hasta que alcanzase el borde superior de la abertura. Se gira el posicionador de muflas sobre sí mismo, hasta dejar el símbolo "2" a la vista, colocando la mufla rellena en él. Se retira cuidadosamente todo el yeso

que haya sobrepasado la boca de llenado para permitir que posteriormente la mufla se pueda introducir con precisión en el inyector. Por último, se deja fraguar durante 30 minutos a temperatura ambiente como en el resto de los sistemas.

- Una vez fraguado, se calentó la mufla como en los casos anteriores durante 10 minutos al chorro de agua caliente. Se abrió la mufla y se retiraron las dos mitades del obturador plástico, teniendo cuidado de no dañar ningún borde del yeso. Se retiró la cera con agua caliente con la misma sistemática de siempre y se retiró cualquier retención de yeso alrededor del canal de inyección, limpiando el orificio de inyección.

- Con la mufla limpia, se colocaron las dos partes de esta verticalmente en el plato rotatorio del horno microondas, ajustándose el programa P9 y un tiempo de 2 minutos, conectándose el horno para calentar ambas mitades de la mufla y el yeso. Después del proceso de calentamiento se retira la mufla, se coloca plana y se aplican 3 capas completas de Isolante en ambas partes de la mufla todavía caliente. Se retira cualquier residuo de Isolante con un pincel. Inmediatamente después de la última aplicación de Isolante (con este todavía húmedo) se roció con spray de fluido Isolante especial. Este, necesita por lo menos 5 minutos para hacer efecto. Durante este tiempo se puede rociar de spray 1 ó 2 veces de nuevo. Posteriormente, se enjuagó con suavidad el líquido Isolante con agua, soplando cuidadosamente las mitades de la mufla con aire comprimido.

- Con la mufla preparada, se procedió al proceso de inyectado, colocando la cánula de inyección de plástico desechable dentro del dispositivo de inyección sin emplear demasiada fuerza; se colocó el dispositivo de inyección con la cánula desechable acoplado a la mufla; se cerró ésta, acoplando las pletinas de cierre y asegurándolas con los tornillos; se retiró la tapa protectora del final del cartucho y; se situó el cartucho dentro del dispositivo de inyección. Una vez hecho esto, se empujó la funda protectora de metal con la boca ancha hacia arriba hasta cubrir completamente el cartucho, colocando la mufla así preparada en la prensa de inyección lo más dentro posible con las pletinas de cierre a la derecha. se aproximaron las mordazas de la prensa hacia la mufla usando la rueda giratoria y se colocó el cilindro protector del cartucho lo más profundo posible con las aberturas mirando hacia afuera.
- Se comienza entonces el proceso de inyección presionando el botón de inyección hacia abajo lentamente hasta el tope, teniendo la precaución de vigilar que el manómetro de presión muestre al menos 5,5 bares. Se controla visualmente a través de la aberturas del cilindro de protección del cartucho, dejándolo por un espacio de tiempo de 20 minutos, al cabo de los cuales se finaliza el proceso empujando hacia arriba el botón de inyección.
- Desconectada la inyección, se presiona el protector del cartucho lo más posible; se abren las mordazas por medio de la rueda giratoria; se retira la mufla y el protector del cartucho,

tirando de éste hacia arriba cuidadosamente mediante una suave rotación y tapándolo. Entonces, se ajusta al cilindro del mantenedor de presión un pistón azul de plástico desechable, situándose el cilindro dentro de la cánula de inyección del plástico desechable. Por último, el mantenedor de presión se enrosca en la rosca del dispositivo de inyección hasta que las muescas del lado superior del mantenedor de presión sean visibles.

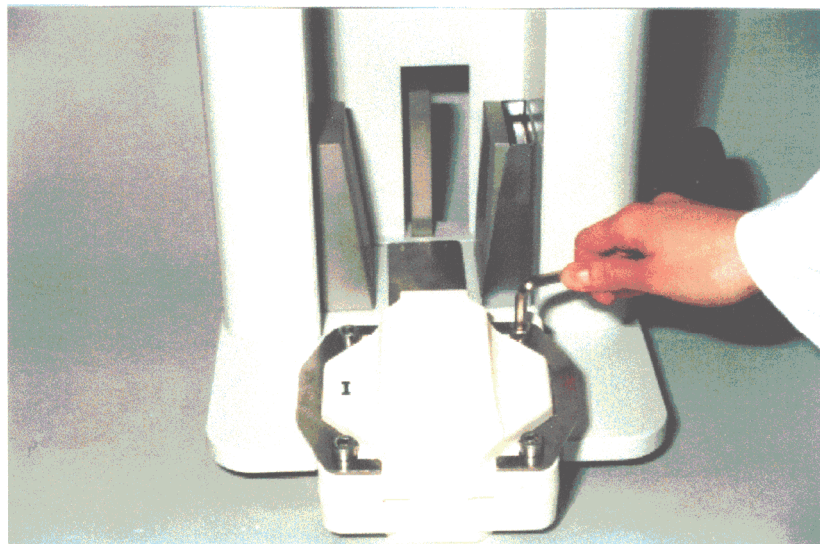
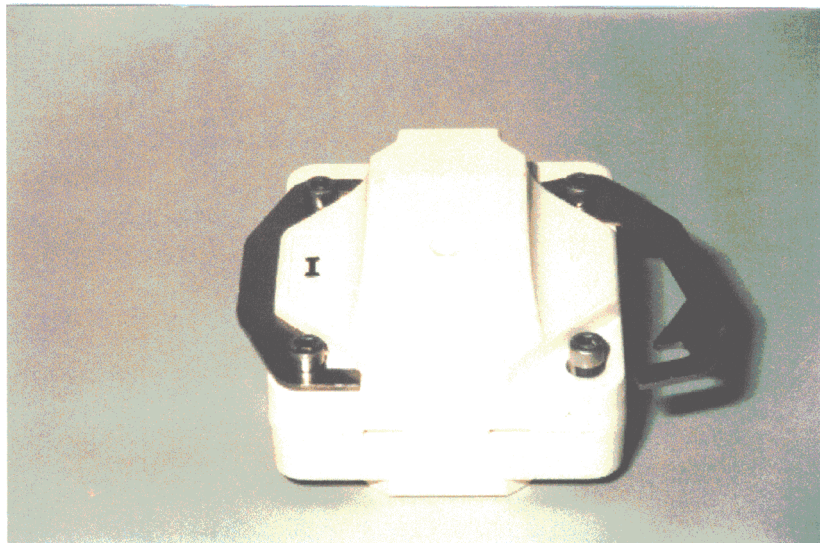
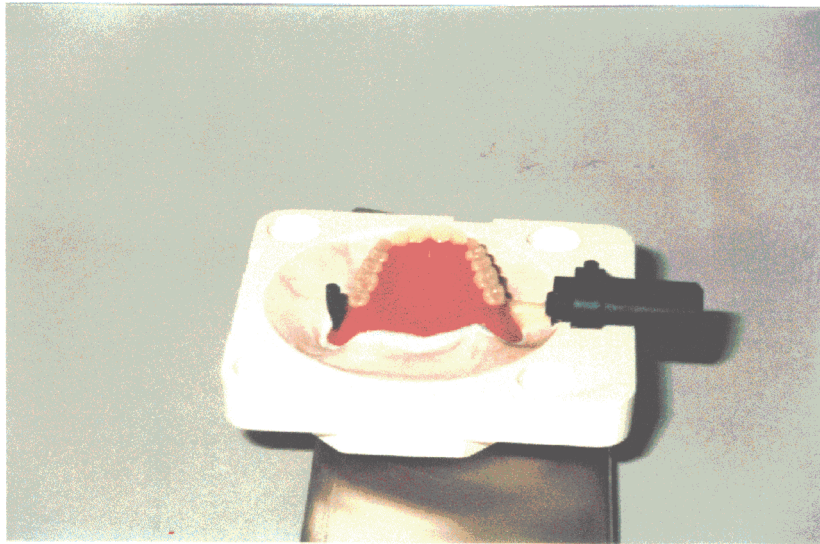
- Para la polimerización, se elige el programa de microondas P 9 y un tiempo de 7 minutos. Una vez que se comprueba que el plato giratorio está seco y limpio, se coloca la mufla con el mantenedor de presión en el plato giratorio con la apertura del yeso mirando hacia arriba, de manera que la distancia entre el mantenedor de presión y la paredes del horno microondas sea la mayor posible, ya que si esta distancia fuera demasiado pequeña, se podrían originar chispazos. Una vez colocada, se conecta el programa y 7 minutos después, se retira la mufla caliente con un guante protector.

- Para el enfriamiento, se permitió a la mufla enfriar en posición vertical por 30 minutos a temperatura ambiente seguida de 1 hora y media sumergida completamente en agua fría (18 ° C. aproximadamente). Los fabricantes hacen especial hincapié en la necesidad de realizar este enfriamiento lento para poder conseguir unos resultados satisfactorios.

- Cuando la fase de enfriamiento se ha terminado, se retira el mantenedor de presión aflojando la rosca y retirando las

pletinas de cierre. Se coloca entonces la pistola de aire comprimido en el orificio de la parte inferior de la mufla y se sopla; se retira el bloque de yeso de la parte superior de la mufla; se gira y extrae el inserto de inyección y se retira el yeso utilizando un martillo neumático.

- De esta forma, se obtuvieron las dos placas correspondientes al sistema Microbase, quitándoles posteriormente los dos canales de resina correspondientes al canal de inyección y a la cámara de compensación mediante un disco de corte a baja revolución.

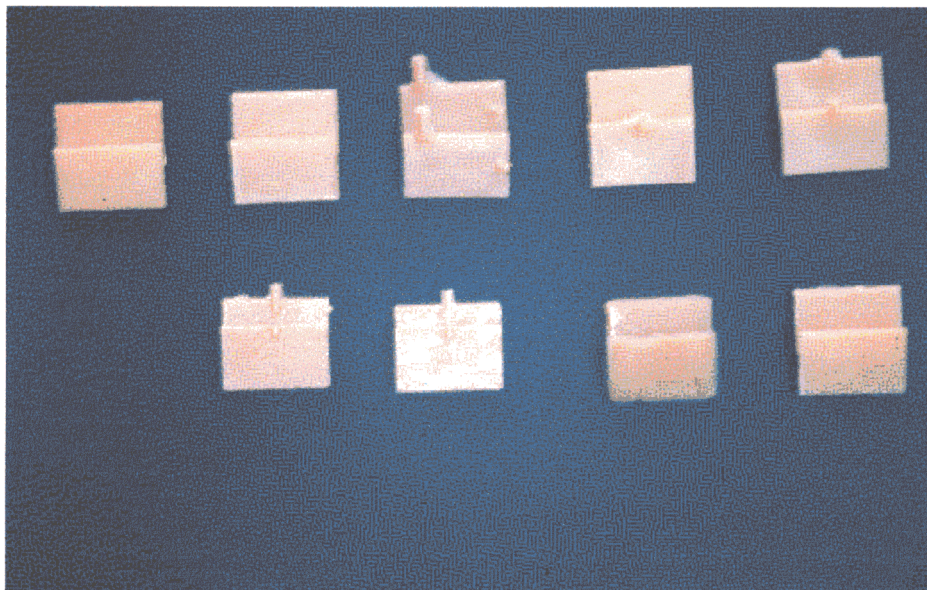


2.2.- VARIABLES A ANALIZAR.

Mediante estos nueve grupos, estudiaremos cuatro variables:

- 1.- **Tipo de curado:** Auto, termopolimerizables ó fotopolimerizables.
- 2.- **Proceso de empaquetamiento:** Compresión ó Inyección.
- 3.- **Fuente de calor:** Microondas ó húmedo.
- 4.- **Ciclo de polimerización:** Corto, medio ó largo.

2.3.- OBTENCION DE LAS PLACAS PROBETA.



Una vez preparada la resina, empaquetada y procesada de acuerdo con las instrucciones del fabricante, se obtienen las dos placas probeta a partir de diferentes mezclas. Se retiran las placas probeta de la mufla y se examinan para ver su conformidad con los apartados 4.5.2, 4.5.4, 4.5.5 y 7.4.2 de la Norma UNE -En ISO 1567:

- Deben presentar una superficie lisa, dura y brillante. Cuando se pulan con los métodos dentales convencionales, el polímero presentará una superficie lisa y con mucho brillo.
- Una vez procesado, el polímero coloreado tendrá el color que el fabricante declare y corresponderá con la guía de tonalidades del fabricante, si se suministra. El polímero será translúcido y estará uniformemente pigmentado ó moteado. Si las instrucciones del fabricante permiten el uso de otros medios de separación además del papel de aluminio, el color y la apariencia general de la superficie del polímero procesado en dichos medios y pulido según los métodos dentales convencionales, no serán diferentes de los resultados que se obtienen cuando el polímero se procesa al contacto del papel de aluminio y se pule de forma similar.
- Cuando se someta a ensayo de translucidez, el disco opaco iluminado será visible desde el lado opuesto de la lámina de la probeta de ensayo”.

De esta forma, se obtuvieron 18 placas correspondientes a los nueve tipos descritos con anterioridad.

Las dimensiones de las placas obtenidas, correspondían a las del molde introducido en la mufla, esto es, 64-65 mm. de longitud; 39-40 mm. de anchura y 5 mm. de espesor.

El siguiente paso fue ajustar la longitud y espesor a las dimensiones requeridas (64 mm. y 2,5 mm respectivamente).

El problema mayor lo representaba la disminución de los 2,5 mm de espesor, dado la gran cantidad que había que debastar y los problemas que nos podía originar la generación de calor.

En un principio se estudió la posibilidad de hacerlo mediante láser, tal y como se empleó posteriormente para el corte de las tiras, pero consultado el tema se vio la imposibilidad de hacerlo, dado que los aparatos de corte por laser no se pueden emplear sobre superficies amplias, en nuestro caso 64 mm. x 40 mm.

Por ello, adoptamos como solución el disminuir la mayor parte del espesor con un cepillo eléctrico de altas revoluciones (ver apartado de materiales), proponiéndonos dejar las placas con un grosor comprendido entre los 2,7 y 3 mm. Al funcionar a un régimen alto de revoluciones (15.000 R.P.M), la placa se podía rebajar con poca generación de calor y transmitiendo pocas vibraciones mecánicas.

Cada placa se cepillaba por las dos caras para poder compensar las irregularidades e impurezas que poseyeran ambas un grosor mínimo cada vez (ajustando en el cepillo la mínima separación entre las cuchillas). Se daba una pasada a cada placa de las 18 secuencialmente, de tal forma que no se

volvía a dar un segundo cepillado hasta que las otras 17 no hubieran pasado, intentando con este método eliminar el calor que se hubiera podido originar por el cepillado antes de que se volviera a cepillar.

Con este método, pensamos que disminuiríamos la mayoría del grosor de una forma mucho más rápida que mediante cualquier sistema de lijado y con una generación de calor muchísimo menor, haciendo sufrir a las placas probeta muchas menos agresiones térmicas.

Para ayudarnos en la sujeción de la placa a la hora de pasar el cepillo por encima, construimos una base de madera en la que por medio de una fresadora hizimos un lecho de 66 mm. de longitud y 3 mm. de espesor.

La longitud la construimos con 1 mm. de más con el fin que la placa entrase holgadamente, puesto que probando con 65 mm. justos teníamos problemas de que alguna planchas entraban demasiado ajustadas y se combaban con una convexidad superior, lo que probocaba que a la hora de cepillar nos resultasen especímenes bicóncavos en lugar de con las bases paralelas (ver fotografía).

El espesor de 3 mm. nos proporcionaba una referencia del hasta cuándo cepillar de una forma rápida y aproximada, dotándonos de un sistema de seguridad que nos impedía disminuir un grosor excesivo.

El sistema descrito nos proporcionó unas placas probeta de entre 2,7 y 3 mm. mostrándonos irregularidades y pequeñas

muestras, debido a movimientos de la placa en la base de madera al pasar el cepillo y a las huellas de las cuchillas (ver fotografías).

Para la consecución de las medidas definitivas de longitud y espesor, se utilizó entonces el método de lijado en húmedo, por medio de una lijadora de precisión de alta frecuencia (ver apartado de materiales).

El sistema ideado como mordaza para sujetar las placas fue apoyar las mismas sobre la superficie plana de una mesa de trabajo estableciendo unos topes laterales compuestos por dos tiras de aluminio con un espesor de 2,6 mm. Las tiras de aluminio eran sujetas a la mesa a su vez por dos clavos cada una y estaban separadas entre sí 40 mm. Las planchas así, eran introducidas longitudinalmente, de tal forma que quedaban sujetas lateralmente por un sistema de mordaza que daba una referencia mucho más exacta del grosor a lijar que la base utilizada en el cepillado (ver fotografías).

Las tiras de aluminio empleadas fueron perfiles existentes en la industria para la fabricación de puertas y ventanas. Los grosores que encontró el autor fueron tres: 0,8 mm; 1,4 mm; y 1,6 mm. Dado que no existían perfiles de 2,5 mm., se optó por combinar tres tiras de 0,8 mm. a cada lado de tal forma que resultase un grosor aproximado de 2,5 mm fruto de la suma de los espesores de las tiras más el espacio que separaba ambas.

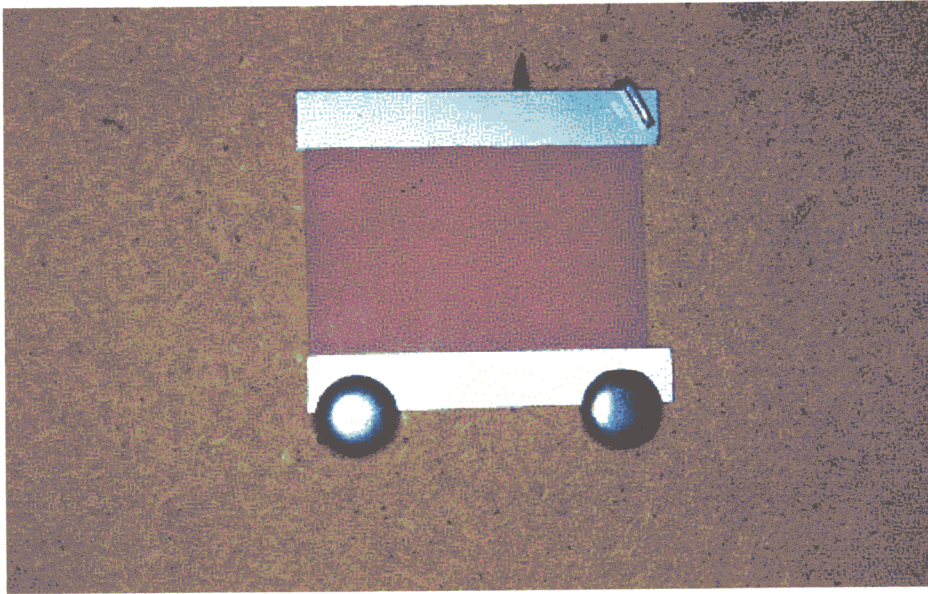
Las planchas eran entonces lijadas con papeles de lija para madera correspondientes a la granulometría siguiente (de mayor a menor):

- 25 N 1-4.
- 16 N 9-6.
- 17 N 9-0.
- 18 N 9-00.
- Papel metalográfico de 30 micras.

La sistemática seguida en el lijado fue la siguiente:

- Las planchas eran introducidas en la mordaza y se lijaban, humedeciendo con agua la superficie repetidas veces mediante una jeringa con el fin de enfriar y eliminar los desechos.

- Se lijaban alternativamente dos planchas del mismo tipo, procurando no generar calor mediante el no mantenimiento de un tiempo excesivo de lijado y dando un tiempo de enfriamiento mientras se continuaba con la otra placa antes de volver a empezar.



Placa-probeta colocada en los soportes de aluminio para ser lijada.

- Por la misma razón de evitar un excesivo calentamiento, cada vez se lijaba una cara, nunca se lijaba dos veces seguidas la misma cara, permitiendo de esta forma la disipación mejor del calor por dos superficies en lugar de una.
- Cada cara se lijaba colocando la placa en los dos sentidos (derecha e izquierda), de tal forma que se favoreciera un lijado igual y homogéneo.
- Se empezaban por los papeles de lija gruesos acabando con los finos, de tal forma que se empleaban dos de cada tipo por cada pareja de placas intentando siempre la mayor eficiencia de lijado, de tal forma que los papeles de lija no se embotasen y generasen el menor calor posible.

- Según la lijadora se iba aproximando a los soportes de aluminio laterales se iban cambiando los papeles de lijado hacia los más finos y cuando los tocaba, entonces se comprobaba el espesor de la muestra mediante un pie de rey de precisión (ver sección de material) en 8 puntos de la misma (2 por cada lado), determinando si era necesario seguir lijando ó se pasaba ya al papel de lija de 30 micras.

- Para el último papel, se empleó uno nuevo para cada cara de cada plancha y, con el fin de igualar el tiempo de lijado en este último paso, se lijaron todas las caras 5 segundos aplicando el mínimo de fuerza posible, de tal forma que las condiciones de terminación fueran idénticas para todas ellas.

- El lijado se hizo a la máxima velocidad (17.000 órbitas por minuto) para mejorar el pulido y sin mover la lijadora, de tal forma que solamente actuase el movimiento orbital ya que la superficie de la lijadora cubría toda la placa (dimensiones de 110 mm. x 50 mm.);

- Respecto a la longitud, se lijaron las placas utilizando un tornillo de sobremesa giratorio Briket marca LAKOT de tal forma que la plancha se mantuviera perpendicular apoyando la lijadora perpendicular a su vez sobre esta. Se emplearon los dos papeles más finos, de tal forma que se obtuvieran unos bordes perfectamente perpendiculares a las bases y unas planchas resultantes con forma de paralelepípedo y no troncocónicas como inicialmente salieron de la mufla.

Con toda esta sistemática, se obtuvieron 18 placas con las dimensiones requeridas respecto a longitud y espesor y listas para ser cortadas en tiras. Mediante los diferentes pasos dados se intentó dar la máxima exactitud posible a las dimensiones (exactitud de 5 centésimas de milímetro que nos proporcionaba el calibrador de precisión) con las menores alteraciones térmicas posibles.

En la tercera edición de la norma, las probetas conservan la misma longitud y anchura cambiando sin embargo, el espesor de las mismas. Así, se pasa de ser $2,5 \text{ mm} \pm 0,03 \text{ mm}$ de espesor a $3,3 \pm 0,2 \text{ mm}$. Dado que la norma en vigor actualmente era la segunda revisión, y que esta cuestión se trataba de un componente fundamental del método, se prefirió hacer los especímenes de acuerdo a la normativa actual, aunque parezca mucho más coherente no tener que debastar tanto la placa original de cara a introducir las menores variaciones de fuerza y temperatura en el mecanizado. La nueva normativa recomienda que no se sobrepasen los 30°C durante los procesos de mecanizado y propone que se realicen tres medidas del espesor de la tira a lo largo del eje longitudinal de la misma, debiendo tener una precisión de $\pm 0,01 \text{ mm}$. Esta diferencia introducida en el espesor de las placas-probeta, así como la aparente contradicción entre la precisión de los intervalos que se señalan primero ($\pm 0,2 \text{ mm}$) y después ($\pm 0,01 \text{ mm}$), se comentarán con detenimiento en el apartado de discusión.

7.2.4.- PREPARACION DE LAS TIRAS DE LA PROBETA DE ENSAYO (PROBETAS PROPIAMENTE DICHO).

Se preparan seis tiras de probeta.

Cada placa probeta se sierra longitudinalmente de manera que se logren tres tiras iguales de 64 mm de largo, $10 \text{ mm} \pm 0,03 \text{ mm}$ de ancho y $2,5 \text{ mm} \pm 0,03 \text{ mm}$ de espesor.

En nuestro caso, las tiras fueron cortadas con el laser descrito en el apartado de materiales perteneciente a la empresa DISEÑO Y SUPERACION S.L. dedicada a rotulación, serigrafía, displays y moldeo por alto vacío.

Introducimos en el aparato los datos correspondientes a una anchura de 10 mm. ajustándonos a los márgenes de precisión requeridos por la norma, asegurándonos el aparato un margen de error inferior a las tres centésimas de milímetro.

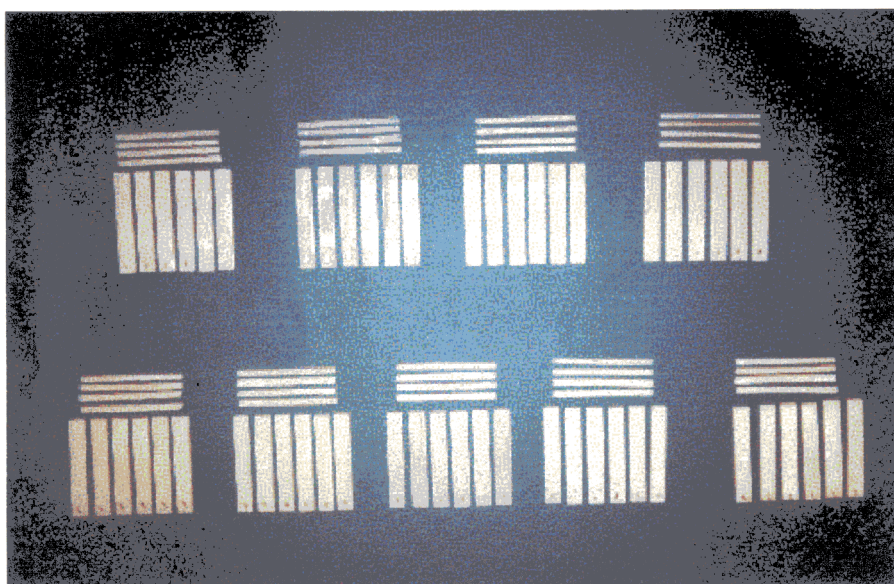
Comprobamos la generación de calor suministrada a la placa, no apreciándose un calentamiento significativo al tocar con las yemas de los dedos las tiras inmediatamente después de ser cortadas.

Todas las tiras fueron cortadas bajo las mismas condiciones y con los mismos datos metidos en el ordenador.

Posteriormente no se repasaron los bordes de las tiras con papel abrasivo metalográfico de 30 micras tal y como se sugería en la norma, dado que el grado de precisión del aparato superaba con creces el de cualquier sistema de lijado, por lo que se prefirió dejar todas las tiras sin posteriores

manipulaciones para garantizar el mismo tratamiento de corte y la exactitud de dimensiones de todas ellas.

Una vez comprobado que la anchura era la exacta, se almacenaron en 9 bolsas, numeradas del 1 al 9, conteniendo cada una de ellas 6 tiras del mismo tipo.



Todas las probetas clasificadas.

7.2.5.- PROPIEDADES FISICAS MECANICAS A ANALIZAR EN NUESTRO ESTUDIO.

Con cada uno de los especímenes realizaremos tres pruebas:

1.- Deflexión transversal y fuerza de ruptura transversal: Tensión flexural.

El ensayo se realizará con la máquina Instron descrita en el apartado de materiales.

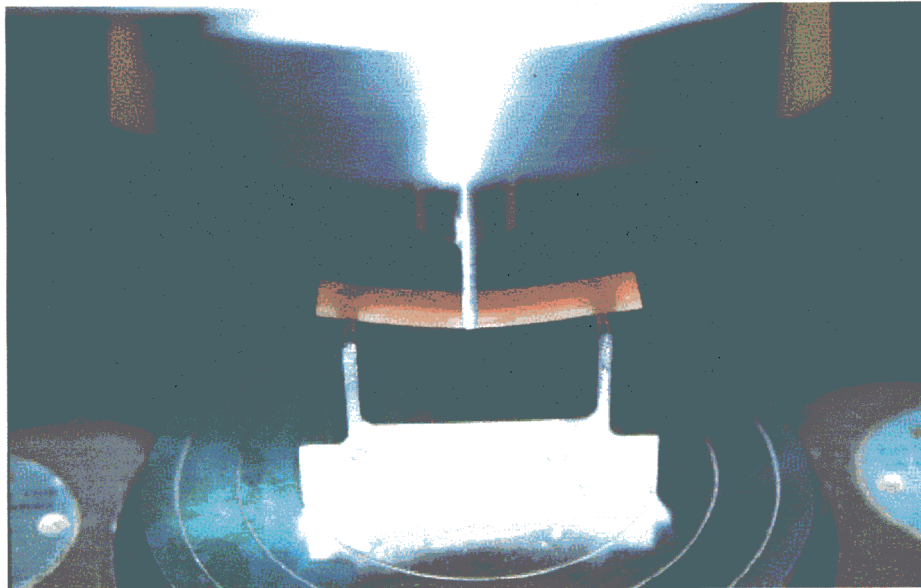
Las planchas obtenidas del molde son mecanizadas según se describe en el apartado de preparación de las tiras de la probeta para la obtención de seis especímenes.

Una vez obtenidas, se introducen en agua a una temperatura de $37^{\circ} \text{C} \pm 1^{\circ} \text{C}$. durante 50 Horas \pm 2 Horas antes de someterlas al ensayo de flexibilidad.

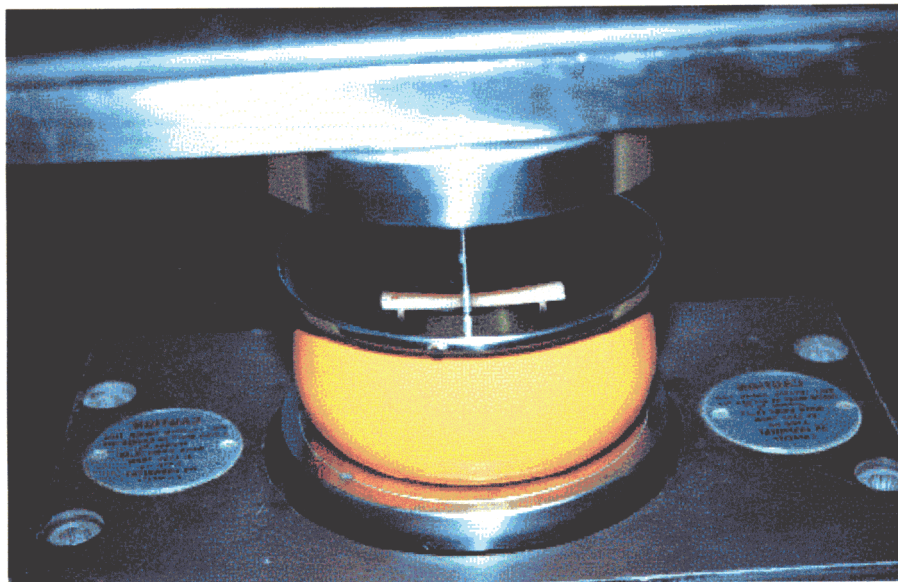
Entonces, se toma una de las tiras de la probeta e inmediatamente se coloca su superficie plana simétricamente sobre los soportes del caballete, el cual se halla sumergido en un baño María a una temperatura mantenida a $37^{\circ} \text{C} \pm 1^{\circ} \text{C}$. Se deja que la probeta alcance el equilibrio térmico con el agua del baño María.

Se aumenta la fuerza ejercida por el pistón uniformemente, a partir de cero, a un régimen constante de 5 mm/ min \pm 1 mm/min hasta que la probeta se rompa.

La máquina Instron nos va a ir dibujando una gráfica de tensión-deformación, equivalente a las descritas en el apartado de estado actual del problema (3.6) donde, en el eje de abscisas vamos a tener representada la fuerza ejercida en newtons y en el eje de ordenadas tendremos la deformación sufrida en milímetros. El fondo de escala elegido fue de 100 newtons para la fuerza, debido a que ninguno de los polímeros sobrepasaba



Probeta colocada sobre el soporte y punzón flexionando.



Lo mismo pero con la probeta introducida en el baño María.

esta cifra en la fuerza de ruptura y, sin embargo, nos daba una amplitud suficiente como para discernir las diferencias entre los valores de uno y otro polímero. La velocidad del papel que se eligió fue la de 10 centímetros por minuto, de tal forma que nos proporcionase una gráfica lo suficientemente amplia como para ser analizada. Con estos valores, cada centímetro del eje de ordenadas correspondía a 5 milímetros de deformación de la probeta, o lo que es lo mismo, cada cuadrícula pequeña de la gráfica, correspondía a 1 milímetro de deformación (la gráfica viene milimetrada con cuadrículas cada dos milímetros).

Con las gráficas para cada polímero confeccionadas, se registra y anota la desviación al 0,05 mm más cercano, para las fuerzas aplicadas de 15 N, 35 N y 50 N.

Se anota la deflexión promedio, al 0,05 mm más cercano, de las seis probetas para las fuerzas aplicadas entre 15 N y 35 N y entre 15 N y 50 N, como la deflexión transversal a comparar con los requisitos que se especifican en la Norma ISO 1567. Según esta, los valores mínimos y máximos entre los que se deberán encontrar los resultados son los siguientes:

Aumento de la fuerza N	Deflexión transversal mm	
	mín.	máx.
Entre 15 y 35	1	2,5
Entre 15 y 50	2	5

La fuerza de ruptura transversal no será inferior a 55 N para los polímeros del tipo I y tipo III y no será inferior a 50 N para los polímeros del tipo II.

Conforme a esto, se anota la fuerza de ruptura promedio de las seis probetas ensayadas a 0,5 N.

Todo lo anterior son las especificaciones señaladas en la norma I.S.O. 1567 en su segunda edición. Como ya se ha reseñado anteriormente, está en fase de aprobación la tercera edición, la cual introduce cambios en este apartado. Fruto de estos cambios, se introduce el término de TENSION FLEXURAL, el cual se obtiene mediante la fórmula siguiente:

$$\frac{3Fl}{2bh^2}$$

Donde:

F: Es la carga máxima, en newtons, ejercida sobre la probeta.

l: Es la distancia, en milímetros, entre los soportes, con una precisión de +- 0,01 mm.

b: Es la anchura, en milímetros, de la probeta, efectuada la medición inmediatamente antes de su almacenamiento en agua.

h: Es el espesor, en milímetros, de la probeta, medido inmediatamente antes de su almacenamiento en agua.

La tensión flexural se mide en megapascuales.

Dado que es más que probable que la tercera edición de la norma se aplique tal y como está escrita ya, sin modificaciones, puesto que ya se ha reescrito con las alegaciones de los países firmantes y está en circulación un documento provisional en espera de su aprobación definitiva, en este trabajo se ha decidido aplicar este concepto y someter a los especímenes a comparación con los mínimos exigidos para este concepto. Dichos valores son:

- Si al menos cuatro de los resultados no son menores a 65 Mpa para los tipos 1, 3, 4 y 5; y no menores a 60 MPa para los polímeros tipo 2, el material se considera que cumple con

los requisitos del apartado 5.2.7. de la tercera edición de la norma I.S.O. 1567.

- Si al menos tres de los resultados son menores a 65 Mpa para los polímeros tipo 1, 3, 4 y 5; y menores a 60 Mpa para los polímeros tipo 2, al material se le considera como no apto absolutamente según normas I.S.O.
- Si dos de los resultados son menores a 65 Mpa para los polímeros tipo 1, 3, 4 y 5; y menores a 60 Mpa para los polímeros tipo 2, se debe de repetir todo el ensayo, preparando nuevamente seis probetas.
- Si al menos cinco de los resultados no son menores a 65 Mpa para los polímeros tipo 1, 3, 4 y 5; ni menores a 60 Mpa para los polímeros tipo 2 en la segunda ocasión, el material es considerado como que cumple los requerimientos del apartado 5.2.7. de la tercera edición de la norma I.S.O. 1567.

2.- Módulo de elasticidad.

Forma parte del mismo ensayo anterior, de tal forma que con el mismo procedimiento y maquinaria descritos anteriormente y gracias a la mismas curvas de tensión-deformación, podemos obtener un dato nuevo correspondiente al módulo de elasticidad del polímero estudiado.

El cálculo del módulo de elasticidad E , medido en megapascuales, se efectúa mediante la siguiente ecuación:

$$E = \frac{F_1 l^3}{4bh^3d}$$

Donde:

F_1 : Es la carga, en newtons, en un punto de conveniencia de la porción recta del trazado de la gráfica (para mayor precisión, la porción recta se puede extender).

d : Es la deflexión, en milímetros, a la carga F_1 .

l , b y h : Son definidas de igual forma que para la ecuación de la tensión flexural.

El concepto de módulo de elasticidad se ha introducido en la tercera edición de la norma I.S.O, ya que en la segunda edición, solamente se habla de deflexiones mínimas y de fuerzas de ruptura transversal. Ya que este concepto, enriquece el estudio de las propiedades físicas mecánicas del material, así como la práctica seguridad de su futura aplicación, tal y como se

explicó en el apartado anterior, ha hecho que se introduzca en esta tesis como ensayo a realizar.

Según los valores que se aportan en la revisión de la norma, los parámetros de aceptación ó no aceptación de los materiales serían los siguientes:

- Si al menos cuatro de los resultados pasan los requerimientos vistos acerca de la tensión flexural en la primera ocasión, calcular el módulo de elasticidad mediante la ecuación vista de cada uno de los cuatro especímenes.
- Si se han realizado ensayos con segundas series, calcular el módulo de elasticidad de solamente cinco de los seis especímenes de estas series.

Si al menos cuatro de los resultados no son menores a 2000 Mpa para los polímeros tipo 1, 3, 4 y 5; ni menores a 1500 Mpa para los polímeros tipo 2, el material es considerado como que cumple los requisitos de la norma.

- Si al menos tres de los resultados son menores a 2000 Mpa para los polímeros tipo 1, 3, 4 y 5; y menores a 1500 Mpa para los polímeros tipo 2, el material es considerado como no apto de forma absoluta.
- Si dos de los resultados son menores a 2000 MPa para los polímeros tipo 1, 3, 4 y 5; y menores a 1500 MPa para los polímeros tipo 2, repetir el ensayo entero, pero en esta ocasión preparar seis probetas. En estas series al menos cinco resultados deben cumplir con los requerimientos de los

apartados 5.2.7 y 5.2.8 correspondientes a la tensión flexural y al módulo de elasticidad.

Diferencias existentes entre la segunda y tercera edición de la norma I.S.O 1567 referentes a las pruebas 1 y 2:

Existen una serie de diferencias respecto a las dimensiones y número de probetas entre la segunda y la tercera edición que afectan a los ensayos de tensión flexural y módulo de elasticidad. Estas variaciones se pasan a describir a continuación:

- La tercera edición de la norma, establece una probeta de ensayo de dimensiones diferentes a la de la segunda. La diferencia radica en el espesor de la misma, dado que la longitud y la anchura permanecen invariables. El espesor varía de tal forma que se pasa de 2,5 mm de la segunda a los 3,3 que establece la tercera. Creemos que esto no es importante de cara a los valores de referencia establecidos dado que tanto la tensión flexural como el módulo de elasticidad se hallan mediante ecuaciones donde son proporcionales la fuerza y el espesor, de tal forma que a menor espesor, la fuerza disminuye proporcionalmente manteniendo igual el cociente.
- La precisión solicitada en la confección de las probetas varía entre las dos ediciones de la norma. Así, en la segunda edición se establece un intervalo de precisión en las medidas de $\pm 0,03$ mm; mientras que en la tercera edición se solicita

una precisión de $\pm 0,2$ mm, teniendo la precaución de realizar tres medidas de el espesor a lo largo del eje axial de la probeta con una precisión de $\pm 0,01$ mm, no debiendo haber una desviación entre las tres medidas mayor a 0,02 mm. Parece obvio que en nuestro caso esto no interfiere en los resultados dado que se solicita una mayor precisión en la norma vigente que en la revisión.

- El número de especímenes necesarios para efectuar los ensayos también varía dado que en la segunda edición se requieren las seis probetas, mientras que en la tercera deja libertad para hacer los ensayos con cinco ó con seis.

3.- Dureza Rockwell B:

Se entiende por dureza la resistencia a la indentación, concepto diferente a la resistencia al uso ó al arañado (36).

La normativa ISO 1567 no habla de la metodología a emplear para la realización de los ensayos de dureza.

Dado que no existe ninguna normativa que exija un tamaño determinado de probeta ni ninguna condición externa en concreto, en este estudio la determinación de la dureza se realizará con los fragmentos de las tiras obtenidos después de los ensayos de fuerza a la ruptura transversal.

Elegimos los ensayos de dureza Rocwell, por ser los más aconsejados para los plásticos y composites (33), prefiriendo dentro de estos la modalidad Rocwell B dado que en estos

ensayos no se mide la profundidad de la indentación, condición favorable en nuestro caso puesto que tal medida podría traer consigo errores debido a la respuesta viscoelástica de los plásticos (parte de la indentación se recuperaría tras cesar la fuerza debido a esta respuesta viscoelástica).

La dureza Rockwell-B se realizó con un penetrador de 1/16 pulgadas de tipo bola, y con una carga de 100 kilogramos. Las unidades en la que se expresan los resultados son unidades Rockwell B (HRB).

De esta forma, resumiendo en un cuadro las pruebas a realizar, el número y el tipo de los especímenes, nos encontraríamos con lo siguiente:

PRUEBAS A REALIZAR, NUMERO Y TIPOS DE ESPECIMENES:

- Se necesitarán 18 placas de ensayo utilizando 4 marcas de resina diferentes. De cada placa se obtendrán tres probetas, por lo que el número total de especímenes será así de 54 distribuidos de la siguiente forma:

MATERIAL Y METODO

	Dureza	Deflex.Tran	Rup.Tran
<hr/>			
1-AUTO-COMP.		2	
2-TER.HUM- COMP. ciclo medio		2	
3-TER HUM- COMP. ciclo largo		2	
4-TER.HUM. INyec. SIMPLE ciclo corto		2	
5-TER. HUM. INyec.SIMPLE ciclo largo		2	
6- TER.HUM. INyec.CONTIN. ciclo corto		2	
7-TER HUM. INyec.CONTIN. ciclo largo		2	

8-FOTOPOL. 2

9-MICROBASE 2

Con los resultados obtenidos, haremos un análisis y tratamiento estadístico de los resultados. El método estadístico a emplear, dependerá de los resultados que obtengamos.

ABRIR CAPÍTULO 8

